



**Tiago Pina Semedo**

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DA TÉCNICA DE  
MICROFIXAÇÃO NA CIRURGIA MAXILOFACIAL**



**Tiago Pina Semedo**

## **ESTUDO DO COMPORTAMENTO DA TÉCNICA DE MICROFIXAÇÃO NA CIRURGIA MAXILOFACIAL**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Apoio financeiro dos projetos  
UID/EMS/00481/2013-FCT e CENTRO  
-01-0145-FEDER-022083

Dedico este trabalho aos meus pais e irmã pelo incansável apoio, e a toda a minha restante família, bem como aos meus amigos mais próximos.

## **o júri**

presidente

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo  
Professor Auxiliar com agregação da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor José António de Oliveira Simões  
Equiparado a Professor Coordenador com agregação da Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos  
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

## **agradecimentos**

Aos meus pais, Joaquim e Maria do Céu

À minha irmã Filipa

Aos meus avós paternos, Sílvio e Paula

Aos meus avós maternos, Joaquim e Piedade

A todos os meus amigos, de dentro e fora do Campus

A todos os que me apoiaram e incentivaram

Agradecimento especial, ao Professor António Ramos

## palavras-chave

Microfixação, cirurgia maxilofacial, fraturas mandibulares, fraturas do ângulo da mandíbula, método dos elementos finitos, miniplacas.

## resumo

O presente trabalho de dissertação teve como objetivo estudar o impacto de algumas das variáveis da técnica de microfixação, nomeadamente o formato da miniplaca de estabilização, o diâmetro dos parafusos fixadores, e o tipo de fratura a reduzir, na estabilização de fraturas do ângulo mandibular. Para tal, realizaram-se diversos estudos numéricos, onde foram utilizadas duas placas não compressivas, sendo que uma é comercializada pela DePuy Synthes® (placa convencional de 4 furos) e a outra foi desenvolvida recentemente por um conjunto de investigadores (placa otimizada de 6 furos). Usaram-se, ainda, parafusos de diâmetro 1.5mm e 2.0mm, e o tipo de fratura alternou entre total e parcial. No final, propôs-se ainda um novo conceito de placa, redesenhada e incorporando parafusos dos dois diferentes tamanhos (placa híbrida). Os resultados obtidos sugerem uma estabilização eficaz da fratura para qualquer dos sistemas testados, verificando-se, contudo, um ligeiro deslocamento dos fragmentos na região inferior. Os sistemas convencionais revelaram menor mobilidade na interface *placa/osso*. Porém, os movimentos relativos entre fragmentos, na zona fraturada, são menores utilizando placas otimizadas. O diâmetro dos parafusos tem influência marginal na estabilidade da fratura. Os parafusos interiores são os principais responsáveis pela transferência de carga, e aquele situado no segmento ósseo proximal tem maior impacto, em termos de deformações, na linha de fratura, pelo que deverá ficar mais distante desta. A adição de dois parafusos suplementares contribuiu para a diminuição das tensões globais. Mediante a aplicação da carga estática de 200N, nos dentes incisivos, os resultados não indicaram rotura dos implantes. Os parafusos 1.5mm induzem maiores deformações no osso. A placa híbrida registou resultados interessantes, bastante próximos dos obtidos pelos sistemas 2.0mm. Concluiu-se, então, que a mais-valia de um sistema de fixação depende do padrão de fratura, e que, apesar do formato da placa de osteossíntese e consequente disposição dos parafusos possuírem um papel importante na repartição de carga, é o diâmetro dos parafusos que desempenha o papel principal, sendo inversamente proporcional à indução de deformações no osso. Concluiu-se, ainda, que, em situações de fratura completa, justifica-se a utilização da placa otimizada, ao passo que em casos mais elementares, a placa convencional reúne todas as características biomecânicas necessárias para o sucesso da fixação. Para além disso, o nível de desempenho evidenciado pela placa híbrida, e a redução de material implantado a ela associada, tornam este sistema uma alternativa válida aos restantes aqui analisados.

## keywords

Microfixation, maxillofacial surgery, mandibular fractures, mandibular angle fractures, finite element method, miniplates.

## abstract

The aim of this thesis was to study the impact of some of the variables of the microfixation technique, namely the shape of the stabilization miniplate, the diameter of the fastening screws, and the type of fracture to be reduced, in the stabilization of mandibular angle fractures. In order to do this, several numerical studies were performed, where two non-compressive plates were used, one of which is commercialized by DePuy Synthes © (conventional 4-hole plate) and the other was developed recently by a group of researchers (optimized 6-hole plate). Screws of 1.5mm and 2.0mm diameter were also used, and the fracture type alternated between total and partial. In the end, a new concept was also proposed, redesigned and incorporating screws of two different sizes (hybrid plate). The results suggest an effective stabilization of the fracture for any of the systems tested. However, a slight displacement of the fragments in the lower region is noticed. Conventional systems revealed less mobility at the interface *plate/bone*. Though, the relative movements between fragments in the fractured zone are smaller using optimized plates. The diameter of the screws has a marginal influence on fracture stability. The inner screws are the main responsible for the load transfer, and the one located in the proximal bone segment has greater impact, in terms of deformations, in the fracture line, so it should be further away from it. The addition of two screws contributed to the reduction of overall stresses. By applying the 200N static load on the incisor teeth, the results did not indicate rupture of the implants. The 1.5mm screws induce greater deformations in the bone. The hybrid plate recorded interesting results, quite close to those obtained by 2.0mm systems. It was then concluded that the added value of a fastening system depends on the fracture pattern, and that although the shape of the osteosynthesis plate and consequent arrangement of the screws play an important job in the load distribution, it is the diameter of the screws that plays the main role, being inversely proportional to the induction of deformations in the bone. It was also concluded that, in situations of complete fracture, it is justified to use the optimized plate, whereas in more elementary cases, the conventional plate meets all the biomechanical characteristics necessary for the success of the fixation. Moreover, the level of performance evidenced by the hybrid plate, and the reduction of associated implanted material, make this system a valid alternative to the others analyzed here.

# Índice

<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>3</b>
<b>1  MICROFIXAÇÃO</b>	<b>5</b>
1.1  Introdução	5
1.2  Os dispositivos implantáveis	6
1.2.1  Parafusos	9
1.2.2  Placas	14
1.2.3  Materiais	18
<b>2  EPIDEMIOLOGIA DO TRAUMA MAXILOFACIAL</b>	<b>19</b>
<b>3  ANATOMIA E BIOMECÂNICA MANDIBULARES</b>	<b>23</b>
3.1  A mandíbula	23
3.2  A articulação temporomandibular	24
3.3  Músculos da mastigação	26
3.4  Biomecânica da mandíbula - noções básicas	27
<b>4  TRAUMA MANDIBULAR</b>	<b>29</b>
4.1  O tratamento	32
4.2  Fraturas do ângulo da mandíbula	38
<b>5  MODELOS NUMÉRICOS</b>	<b>52</b>
5.1  Introdução ao Método dos Elementos Finitos	52
5.2  Modelos CAD	53
5.3  Estudo de convergência de malha	57
5.4  Materiais e condições de fronteira	58
<b>6  RESULTADOS</b>	<b>64</b>
6.1  Comportamento da zona de fratura	64
6.2  Comportamento dos componentes metálicos	66
6.2.1  Parafusos e placas	66



6.2.2  Micro movimentos na interface <i>placa/osso</i>	70
6.3  Comportamento do osso	72
6.3.1  Comportamento em torno dos furos	72
6.3.2  Comportamento da mandíbula intacta vs. mandíbula implantada	76
<b>7  DISCUSSÃO</b>	<b>78</b>
<b>8  CONCLUSÕES</b>	<b>85</b>
<b>9  FUTUROS DESENVOLVIMENTOS</b>	<b>87</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>88</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>101</b>

# Introdução

Como o próprio título indica, o propósito da presente dissertação foi estudar o comportamento, biomecânico diga-se, da técnica de microfixação aplicada à região maxilofacial. Tendo em conta a vasta aplicabilidade da técnica, nesta área, optou-se por centrar as atenções no trauma mandibular, que é altamente frequente. Entre este, a região do ângulo da mandíbula é a mais difícil de tratar, apresentando, ainda, elevadas taxas de complicações pós-operatórias. O tratamento deste género de fraturas através de redução aberta e fixação rígida, ou semi-rígida, é consensual. No entanto, o dispositivo ideal a usar constitui um tópico ainda em aberto na comunidade médico-científica.

Para além deste tópico, esta tese encontra-se dividida em 9 capítulos.

O capítulo 1 introduz a temática da microfixação, onde é feita alusão ao seu aparecimento e desenvolvimento, bem como às suas áreas de aplicação. Faz-se referência, também, aos dispositivos usados e suas principais características.

No capítulo 2 inicia-se a abordagem do trauma maxilofacial e sua índole epidemiológica.

O capítulo 3 é dedicado à anatomia e biomecânica da mandíbula. Inicialmente, são descritas as principais características desse osso e feita a sua divisão em regiões. A articulação temporomandibular e os tecidos musculares não são esquecidos, sendo dedicado um subtópico para cada tema. Finalmente, analisa-se o comportamento mecânico da mandíbula e os tipos de esforços que nela se fazem sentir.

O capítulo 4 é referente às fraturas mandibulares. São abordadas questões de causa e efeito, etiologia, epidemiologia, classificação, e tratamento. Chega-se, então, à problemática do ângulo da mandíbula, onde a investigação literária foi mais profunda e que permitiu definir o caminho a seguir.

No capítulo 5 dá-se, então, início ao estudo proposto, propriamente dito. Trata-se do capítulo relativo ao modelos numéricos, pelo que se inicia com uma breve introdução ao método dos elementos finitos. Desenvolvem-se e constroem-se os modelos necessários ao estudo comparativo a realizar, e procede-se ao seu cálculo através do métodos dos elementos finitos, não sem antes se realizar um estudo de convergência de malha que ditará o tamanho global dos elementos que compõem as malhas.

No capítulo 6 extrapolam-se os resultados obtidos. Análises de tensões de Von Mises, deformações principais, e deslocamentos e micro movimentos, são realizadas para implantes, osso, e interfaces, e comparadas entre os vários modelos.

Passa-se assim para o capítulo seguinte, o capítulo 7, onde se discutem os resultados obtidos anteriormente e se identificam os principais pontos críticos da fixação *implante/osso*. Dá-se início ao estudo de um novo conceito de fixação mandibular com placa de osteossíntese, ao qual se deu o nome de sistema híbrido. No entanto, este último desenvolvimento necessita de um estudo mais elaborado, estando fora do âmbito do presente trabalho.

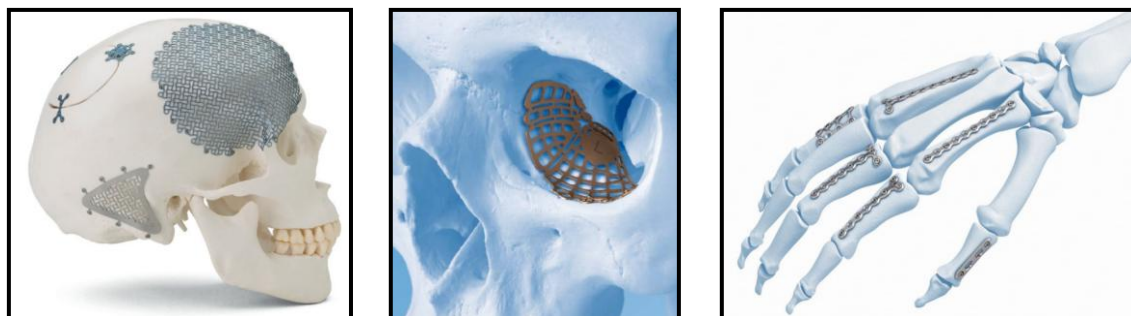
Os últimos dois capítulos, 8 e 9, são relativos às conclusões e futuros desenvolvimentos, respetivamente. Salientam-se as principais relações tiradas do estudo realizado e sugerem-se uma série de trabalhos futuros a realizar no seguimento deste, que complementem a presente obra.

# Capítulo 1

## MICROFIXAÇÃO

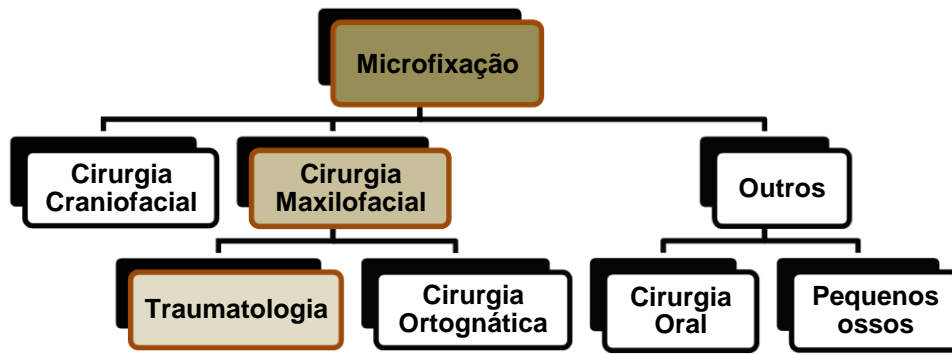
### 1.1| Introdução

"O que é a microfixação?" Ora, não existindo uma definição científica concreta, a microfixação pode ser entendida, na opinião do autor, como sendo uma técnica de fixação/estabilização interna, rígida ou semi-rígida, utilizada na cicatrização de fraturas e reconstrução óssea, que recorre ao uso de micro e/ou mini sistemas, e cujos objetivos são a restauração das funções estruturais das áreas onde é aplicada e a correção de deformidades estéticas. Em virtude das limitações mecânicas impostas pelas reduzidas dimensões dos implantes utilizados nesta técnica, a aplicação da microfixação está limitada a zonas onde as cargas impostas são mínimas [1]. A sua utilização restringe-se, por isso, sobretudo à região craniomaxilofacial [2, 3, 4, 5] envolvendo as áreas do crânio e terço médio da face, sendo, no entanto, também possível aplicá-la às extremidades dos membros (**Fig. 1.1-1**).



**Fig. 1.1-1**| Exemplos de algumas das áreas aplicacionais da técnica de microfixação.

Dado o âmbito da presente dissertação, e tendo em conta a relativamente extensa aplicabilidade da técnica de microfixação, torna-se de todo desnecessário aprofundar o tema nas diversas áreas. Deste modo, será dado ênfase à temática traumatológica da mandíbula, mais concretamente à sua região do ângulo (**Fig. 1.1-2**).

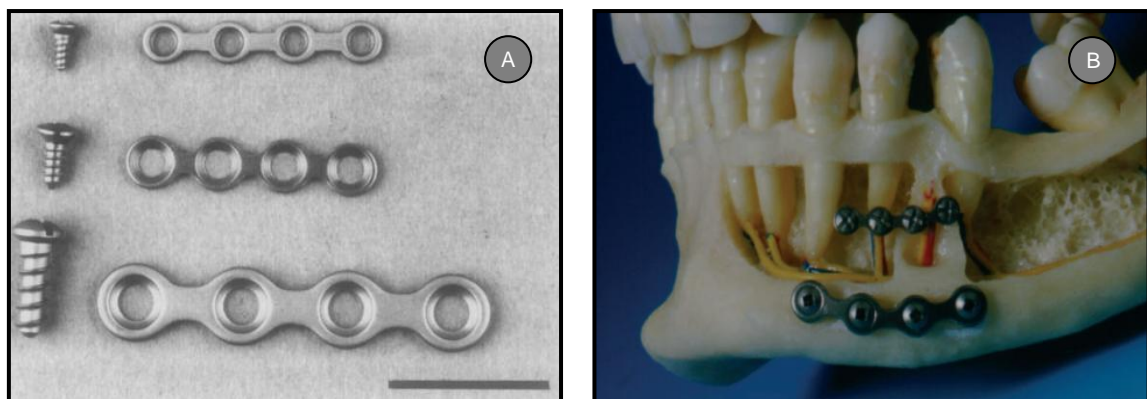


**Fig. 1.1-2|** Áreas de aplicação da técnica de microfixação.

## 1.2| Os dispositivos implantáveis

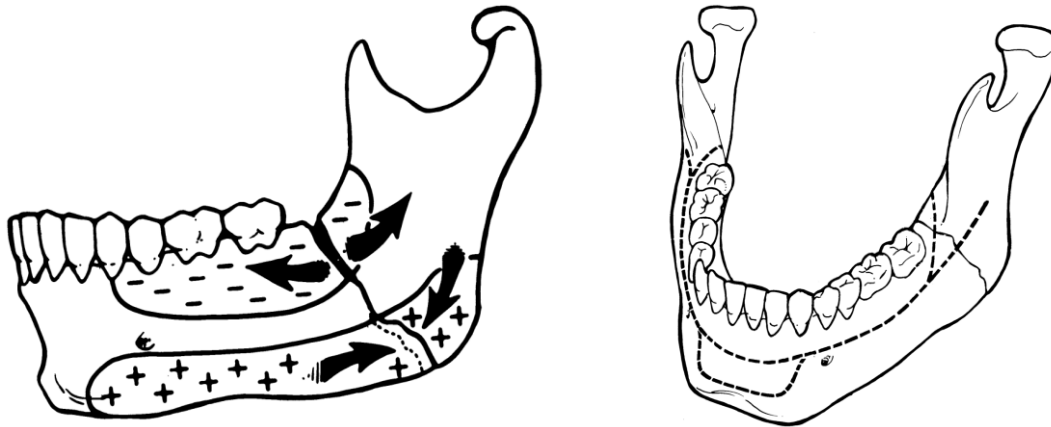
Os sistemas de microfixação podem ser constituídos por um ou vários elementos de repartição de carga, como placas ou malhas, que são fixos ao osso por intermédio de parafusos, unicorticais ou bicorticais. Em alternativa, e quando as condições assim o permitem, poderão ser usados apenas e só parafusos bicorticais, designados por *lag screws*. Os sistemas atualmente existentes no mercado são das mais diversas dimensões. Fabricantes como a DePuy Synthes® fornecem placas desde 0.2mm de espessura, e parafusos de fixação desde 1mm de diâmetro externo e 2mm de comprimento [6, 7, 8].

Regra geral, considera-se um micro sistema aquele que é composto por uma placa de osteossíntese de espessura inferior a 1mm e parafusos cujos diâmetros de rosca não excedem 1.5mm [1]. Por sua vez, um mini sistema faz uso de placas com espessuras compreendidas entre 1 mm e 2.8 mm, e parafusos com diâmetros externos de rosca entre os 2mm e os 2.9mm (**Fig. 1.2-1**) [6, 7, 8].



**Fig. 1.2-1|** Micro e mini sistemas. (A) Microplaca e parafuso 1mm; microplaca e parafuso 1.5mm; miniplaca e parafuso 2.0mm; A barra possui o comprimento de 1cm [1]. (B) Osteossíntese usando uma microplaca 1.5mm e miniplaca 2.0mm, cujas espessuras são 0.5mm e 1mm, respetivamente [9].

É durante a década de 70 que surgem os primeiros mini sistemas de fixação. Michelet et al. (1973) introduz a osteossíntese, em fraturas mandibulares, através de placas e parafusos de dimensões reduzidas, em vitálio [10]. Mais tarde, Champy et al. realizam uma série de estudos biomecânicos, onde desenvolvem e aperfeiçoam a técnica de Michelet et al.. Estes demonstram que o bordo superior da mandíbula está sujeito a tração, e o bordo inferior a compressão. A zona de transição entre as áreas de tração e compressão é então definida como "linha de força zero" e situa-se ao longo do nervo alveolar inferior. Com base nestas descobertas biomecânicas, Champy et al. (1978) definem a "linha ideal de osteossíntese" da mandíbula, reiterando que o posicionamento da placa nas suas proximidades proporciona melhor estabilidade funcional (**Fig. 1.2-2**) [11]. No final da década seguinte, com a evolução tecnológica e, devido à necessidade de se recorrer a sistemas de fixação de dimensões ainda menores, para aplicação nas regiões craniomaxilofaciais, surgem então os micro sistemas [1, 2]. O desenvolvimento desses sistemas de tamanho micro veio dar resposta às insuficiências dos mini sistemas. Passou, assim, a ser possível fixar anatomicamente pequenos fragmentos ósseos, até então impossíveis de fixar com os iniciais fios metálicos (vulgarmente conhecidos como *k-wires*) ou através de sistemas de miniplacas, uma vez que a estabilidade tridimensional não era assegurada com o *k-wires*, e os mini sistemas eram demasiado grandes, havendo o risco de quebrar ossos pouco espessos durante a inserção dos parafusos, ou de danificar estruturas anatómicas importantes, como o nervo infraorbital, o forame mental, e as superfícies das raízes dentárias, a quando da sua aplicação nos ossos que as protegem [1, 2, 3, 4]. Em consequência da diminuição na dimensão dos sistemas, solucionou-se a problemática da palpabilidade, inerente à aplicação de miniplacas, nomeadamente em regiões de pele pouco espessa. Adicionalmente, reduziu-se a probabilidade de originar hipersensibilidade do paciente, que está associada à aplicação de implantes metálicos, já que a quantidade de material implantado é diretamente proporcional a esta. Tanto a palpabilidade como a hipersensibilidade constituem duas contrariedades, que poderão levar à necessidade remoção dos implantes [12]. Para além disso, fatores como a simplicidade de aplicação, acesso ao ferimento mais conveniente, menor descasque de periósteo, e diminuição da probabilidade de ocorrência de lesões em raízes dentárias e lesões neurovasculares, que causam parestesia, constituem outras das vantagens dos micro sistemas [9]. Estes sistemas reduzem também a interferência com as modalidades de imagiologia correntes, como a radiografia, ressonância magnética, ou TAC [13].



**Fig. 1.2-2]** Representação das várias zonas de tensão (-) e compressão (+) da mandíbula, bem como da linha ideal de osteossíntese [14].

No entanto, e apesar dos micro sistemas suprirem potenciais falhas dos mini sistemas, vários problemas podem advir da sua aplicação, nomeadamente a rotura de dispositivos como brocas, parafusos, e placas [15]. Em virtude das micro dimensões dos parafusos, o poder de suporte destes poderá ser colocado em causa, levando a um eventual *loosening* dos dispositivos e, também, a um deslocamento secundário dos fragmentos ósseos, cujas consequências serão a má cicatrização da fratura, infeção, e desconforto. O mau posicionamento dos parafusos poderá ocorrer também com relativa facilidade, juntamente com o desgaste da cabeça destes, que constitui um problema caso venha a ser necessário proceder à remoção do implante [1]. Numa situação em que os parafusos sejam apertados com demasiada força, ocorrerá naturalmente fratura do osso circundante (designado por *bone stripping*), e a integridade da fixação ficará comprometida [3]. Sendo a adaptação das placas ao osso prática comum no uso deste tipo de componentes, este procedimento requer uma abordagem cuidada e minuciosa, visto que a quebra das placas, durante o processo, é fácil de acontecer, uma vez que as espessuras destas são da ordem das décimas de milímetro.

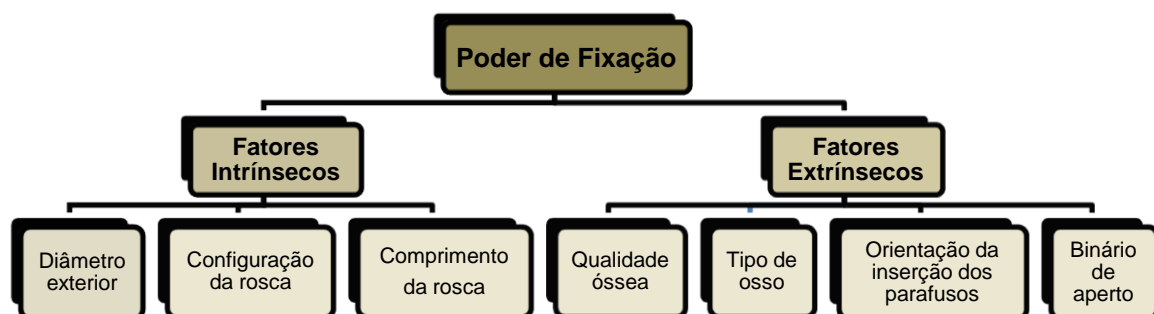
Na base da fixação interna rígida, e semi-rígida, e, por conseguinte, na base da microfixação está, portanto, a interação entre parafusos, placas, e osso [16]. Por forma a compreender esta interação, é necessário que se conheçam os dispositivos que nela interagem, e que se percebam as suas funções.

### 1.2.1| Parafusos

Os parafusos são a ferramenta mais básica e eficiente na fixação interna, especialmente quando combinados com placas de osteossíntese, e têm o poder de converter rotação em translação. A seleção e posicionamento corretos são a chave para o sucesso na estabilização de fraturas ou osteotomias [17, 18].

As funções dos parafusos passam pela estabilização e compressão ósseas, e pela fixação de placas ao osso ou de aplicativos especiais (p. ex.: distratores). A estabilização do osso pode ser conseguida através de parafusos (p. ex.: parafusos posicionais ou parafusos de compressão, conhecidos como *lag screws*) ou fixando uma placa ao osso. A compressão é assegurada através dos referidos *lag screws* ou por intermédio de placas de compressão dinâmica [16].

Na **Fig. 1.2.1-1** é apresentado um diagrama referente aos fatores, intrínsecos e extrínsecos, que afetam o poder de fixação de um parafuso. Devido à sua rosca exterior, um parafuso torna-se um elemento poderoso, convertendo movimento rotacional em linear. A sua força de suporte é função do seu diâmetro externo multiplicado pelo comprimento de rosca que está em contato com o osso [19].



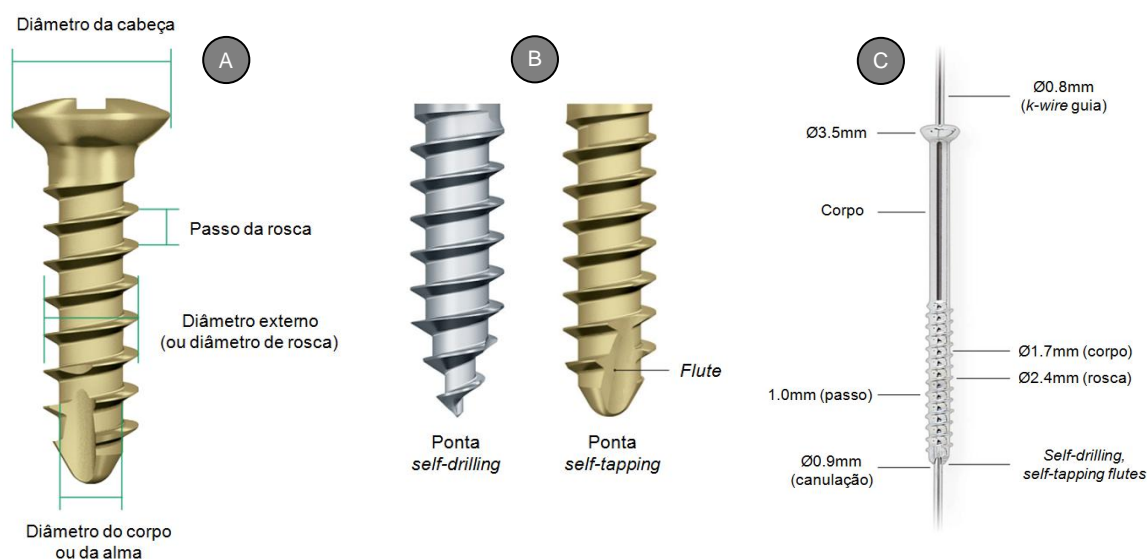
**Fig. 1.2.1-1** Diagrama representativo dos fatores condicionantes do poder de fixação de um parafuso. Adaptado de [19].

Qualquer parafuso, seja ele qual for, é constituído por três componentes base. São eles: o corpo central; a rosca; e a cabeça (**Fig. 1.2.1-2A**). O corpo confere robustez ao parafuso, e é onde a cabeça e a rosca estão ligadas. A sua extremidade inferior pode ser cega ou afiada, *self-drilling* ou *-tapping*. A rosca, que encaixa no osso e proporciona resistência a forças de tração, é responsável pela função do parafuso e cujo diâmetro corresponde ao diâmetro externo deste. É este diâmetro, em milímetros, que determina o nome particular de um parafuso ou de um sistema *placa/parafuso*. A distância entre dois pontos homólogos e consecutivos da rosca designa-se por "passo". A cabeça é a porção superior do parafuso, que fica confinada no interior da placa ou do osso de modo a



proporcionar estabilidade. Esta contém, ainda, uma ranhura onde se insere o instrumento que apertará o parafuso, que pode ser cruciforme ou hexagonal.

A nomeação dos parafusos, como dito anteriormente, pode ser feita em virtude do seu diâmetro de rosca. No entanto, existem outras características que podem atribuir o nome a estes. Uma delas é o seu *design*, que pode ser total ou parcialmente roscado, canulado, auto-roscante (*self-tapping*), ou não (*non-self-tapping* ou *pretapped*), ou auto-perfurante (*self-drilling*) [16, 18].



**Fig. 1.2.1-2|** (A) Constituição básica de um parafuso convencional. (B) Ilustração de dois tipos de pontas disponíveis na cirurgia craniomaxilofacial [16]. (C) Representação de um parafuso 2.4mm *self-drilling* e -*tapping* canulado da DePuy Synthes®.

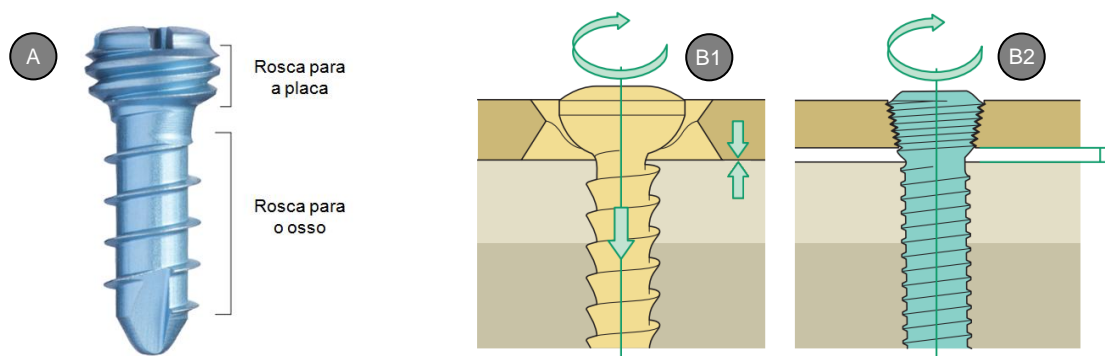
Um parafuso *self-tapping* é um parafuso que abre a rosca no próprio furo, à medida que o penetra, poupando passos no procedimento e, conseqüentemente, tempo. No entanto, este tipo de parafuso necessita de um furo piloto/guia, cujo diâmetro é ligeiramente superior ao do corpo do parafuso. Por sua vez, um parafuso *self-drilling*, para além de abrir a própria rosca, dispensa a pré-abertura do furo. Contudo, apenas é utilizado sob circunstâncias limitadas com base na qualidade óssea. Tanto os parafusos *self-tapping* como os *self-drilling* requerem a presença de *flutes*, nas suas extremidades, que se estendam superiormente por, no mínimo, duas roscas (**Fig. 1.2.1-2B**). Estes *flutes* são canais obtidos através de lacunas criadas nas roscas exteriores e dentro do núcleo da ponta do parafuso, cuja função é recolher e expelir os detritos ósseos. Devido ao facto de terem de abrir as próprias roscas nos furos, estes tipos de parafusos são sujeitos a uma resistência considerável durante esse processo, particularmente quando aplicados em ossos densos e rijos. Caso essa resistência seja tal que o binário de aperto do parafuso

exceda o tolerado por este, o parafuso poderá quebrar. Deste modo, perante a presença de ossos mais densos, é aconselhável o uso de parafusos *pretapped*, que possuem uma extremidade cega e sem *flute*, necessitando que um furo guia e a rosca sejam abertos previamente, antes da sua colocação. No entanto, atualmente, apenas os parafusos biodegradáveis são do tipo *pretapped*, de modo a evitar a sua rotura/quebra durante a inserção [16, 20]. Os parafusos canulados (**Fig. 1.2.1-2C**) possuem um núcleo central oco, de modo a permitir a passagem de um *wire* (fio) guia. Esta característica ajuda na manobra de posicionamento do parafuso, uma vez que este pode avançar ao longo do fio, dispensando a necessidade de um furo piloto. Esta técnica possibilita a colocação destes parafusos através de pequenas incisões, minimizando, assim, a danificação de tecidos moles e preservando a circulação vascular sanguínea fundamental na cicatrização óssea [20].

Os parafusos podem, ainda, ser nomeados segundo a função que desempenham ou a área onde se aplicam. Dois parafusos iguais podem ter funções diferentes. Comprimir o plano de uma fratura (*lag screw*) e fixar uma placa a um osso fraturado (*plate screw*) são os dois princípios básicos de um parafuso convencional. Mais recentemente, foi desenvolvido um parafuso designado por *locking head screw* (**Fig. 1.2.1-3A**). Estes parafusos possuem duas roscas, uma ao longo do seu corpo e outra na sua cabeça. Devido ao encaixe da sua cabeça roscada na rosca interna do furo da placa onde se insere, este parafuso proporciona estabilidade angular entre o implante e o osso, anulando a ocorrência de movimentos relativos entre os três, cujas consequências poderão ser o desgaste dos componentes e da camada superior óssea, bem como a corrosão, e o eventual *loosening*. O excesso de força de aperto num parafuso *locking head* não irá comprimir a placa contra a superfície óssea, como sucede com um parafuso convencional. A transferência de carga ocorre através do parafuso e da placa, e não por fricção ou pré-carga (gerada pelo binário de aperto), tal como sucede com os *plate screws* (**Fig. 1.2.1-3B**). Os sistemas *placa/parafuso locking* são bastante vantajosos em ossos com reduzida qualidade, uma vez que não dependem da integridade da superfície externa do osso para manterem a interface *placa-parafuso-osso* intacta e estável.

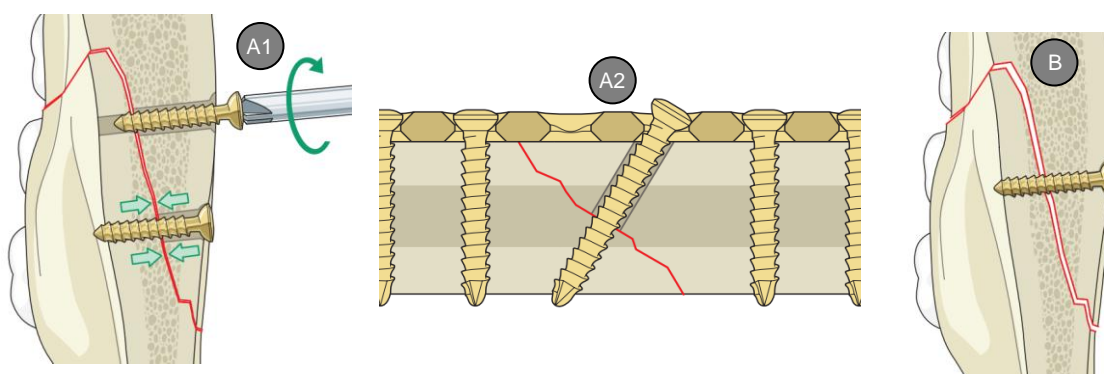
Relativamente aos *lag screws*, estes podem ser aplicados independentemente (**Fig. 1.2.1-4A1**) ou conjuntamente com uma placa de osteossíntese (**Fig. 1.2.1-4A2**). Em ambas as situações, a compressão entre os dois fragmentos ou entre a placa e o osso produzem pré-carga e atrito, que se opõem ao deslocamento fragmentário, que ocorre devido a outras forças, incluindo as de corte. A compressão interfragmentária estática (uma vez que não varia significativamente com carga) proporcionada por este tipo de parafuso é o elemento básico responsável pela estabilidade absoluta de uma fixação de fratura. O parafuso é por isso roscado apenas no segundo cortical. No caso de se usar um parafuso totalmente roscado, é necessário alargar o furo do primeiro cortical pelo menos até à

largura da rosca do parafuso, obtendo-se aquilo a que se chama de *gliding hole* (**Fig. 1.2.1-4**). No segundo cortical (o mais afastado) fica, então, o chamado *thread hole*, cujo diâmetro é ligeiramente superior ao diâmetro do corpo do parafuso (parafuso *self-tapping*) ou igual (parafuso *pretapped*). O posicionamento ideal de um *lag screw* é perpendicularmente ao plano da fratura, atravessando-o.



**Fig. 1.2.1-3** | Perfil do parafuso *locking head* (A) e o seu modo de interação com as *locking plates* (B2). A cabeça do parafuso é aprisionada, firmemente, no furo da placa sem que a pressione contra o osso. Esta característica proporciona estabilidade angular. Já no sistema convencional, o *plate screw* pressiona a placa contra o osso, criando com isto fricção e pré-carga (B1) [16].

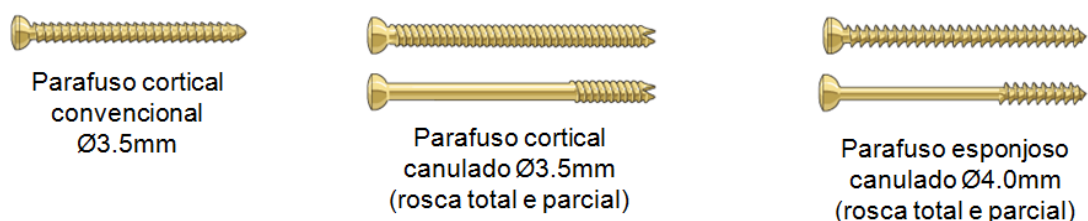
Adicionalmente, um parafuso pode atuar como um parafuso de posição (**Fig. 1.2.1-4B**). Este tipo de parafuso é totalmente roscado e tem como função unir dois fragmentos sem compressão. A rosca é então cortada em ambos os corticais, não havendo por isso nenhum *gliding hole*.



**Fig. 1.2.1-4** | (A1) Compressão interfragmentária exercida por dois *lag screws*, onde os furos nos fragmentos onde se localizam as cabeças destes são *gliding holes* e os dos fragmentos oposto são roscados. (A2) Compressão através de um *lag screw* e uma placa. O *lag screw* deve ser o primeiro a ser colocado. (B) Fixação de uma fratura com um parafuso de posição, onde se mantém o gap entre os segmentos [16].

Consoante a área a que se destinam, ou seja, ao tipo de osso onde são aplicados, os parafusos podem, ainda, ser classificados como: corticais ou esponjosos (**Fig. 1.2.1-5**). Dentro dos parafusos corticais, estes poderão ser unicorticais (mais curtos, fixando-se

apenas numa camada cortical) ou bicorticais (mais compridos, ligando-se às duas camadas corticais). O parafuso cortical é concebido para ser usado no osso cortical, como o próprio nome sugere. Tipicamente, este tipo de parafusos é totalmente roscado, mas pode também ter rosca parcial e estão disponíveis, no mercado, as versões *self-tapping* e *pretapped*. As versões canuladas estão também disponíveis para alguns diâmetros. Quanto ao parafuso esponjoso, este caracteriza-se por ter um corpo relativamente delgado, uma rosca mais comprida e com um passo maior, e um diâmetro externo superior, em relação ao parafuso cortical. Este aumento na razão entre o diâmetro externo e o do corpo concede ao parafuso um aumento considerável de poder de fixação em ossos trabeculares finos. À semelhança dos parafusos corticais, também estes podem ser total ou parcialmente roscados. Os parafusos esponjosos parcialmente roscados são usados como *lag screws*. Este tipo de parafuso caracteriza-se também por ser um parafuso *pretapped*, necessitando por isso de uma pré-abertura de rosca, apenas e só no osso cortical, uma vez que o osso esponjoso é significativamente menos denso, cortando facilmente ele próprio a sua rosca. Para além disso, o seu poder de fixação aumenta neste processo visto que, à medida que é inserido, tende a comprimir as trabéculas [16, 18, 20].



**Fig. 1.2.1-5** Parafusos corticais e esponjosos, usados como *lag screws*.

Na área da cirurgia craniomaxilofacial, todos os parafusos são totalmente roscados e possuem um perfil assimétrico de rosca. Para além disso, cada gama de parafusos possui um parafuso de emergência, cujo diâmetro de rosca é ligeiramente superior ao seu correspondente, e que deve ser usado caso o parafuso regular se deteriore. Devido à sua dimensão, apenas o parafuso *standard* 1.0 e o de emergência 1.2 têm rosca métrica [17].

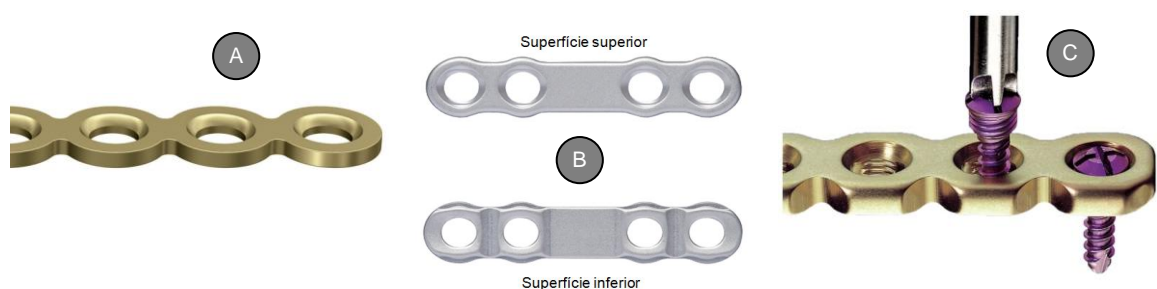
### 1.2.2| Placas

Desde a aplicação inicial da fixação rígida à mandíbula, inúmeros *designs* de placas, variando a dimensão, tamanho, forma e propósito, têm vindo a ser desenvolvidos e introduzidos na fixação craniomaxilofacial. Também modificações nos materiais e *designs* têm sido feitas de modo a melhorar os implantes e, deste modo, o tratamento do paciente. As primeiras placas, por exemplo, tinham um *design* linear simples com furos redondos. Já as mais recentes, devido a anos de investigação clínica e de desenvolvimento de produto, possuem agora entalhes laterais, que facilitam a dobragem da placa, e entalhes na superfície inferior, que reduzem a área de contato entre a placa e o osso permitindo, assim, o crescimento de tecidos moles e melhorando a vascularização na camada óssea onde assentam. Outros dos desenvolvimentos conseguidos nas últimas décadas incluem as placas com *designs* específicos para uma região anatômica em particular, e as tecnologias *locking* e *mesh*.

As funções básicas de uma placa são a estabilização rígida óssea e/ou a ligação de fragmentos separados por um *gap* (conhecidas como *bridging plates*), de forma temporária ou permanente, de modo a induzir a cicatrização primária. A estabilização óssea pode ser realizada através de placas com as mais diversas formas e usando diferentes técnicas [16]. Estes componentes servem fundamentalmente para neutralizar forças de flexão. No entanto, dependendo da disposição do(s) implante(s) e da rigidez da sua estrutura, poderão absorver também forças de torsão e de corte [21].

De acordo com o seu *design*, as placas podem ser classificadas em placas de adaptação, placas de compressão, e placas *locking* (**Fig. 1.2.2-1**).

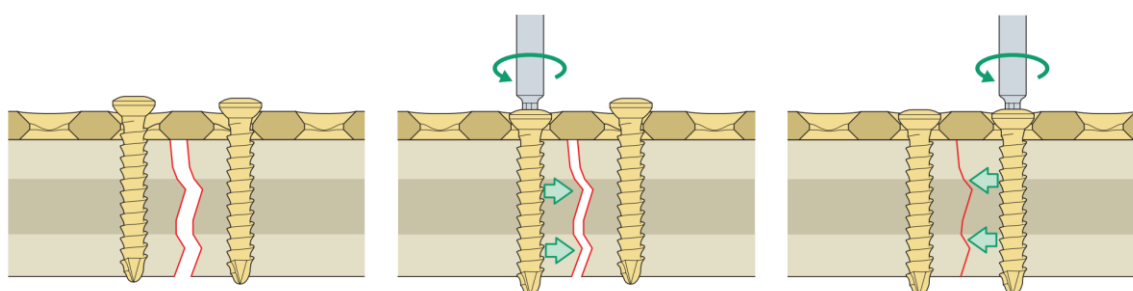
As placas de adaptação (**Fig. 1.2.2-1A**) possuem um *design* em cadeia de ligação que permite a junção de segmentos ósseos. Os furos são redondos e os parafusos são centrados em cada um [16].



**Fig. 1.1|** Diferentes tipos de placas. (A) Secção de uma placa de adaptação, em titânio, com 0.8 mm de espessura. (B) Placa de compressão dinâmica LC-DCP. (C) *Locking plate* de reconstrução 2.4mm [16].

Quanto às placas de compressão (**Fig. 1.2.2-1B**), os seus furos têm uma forma oval e uma superfície interna oblíqua. É através da interação entre a base esférica da cabeça do

parafuso e o furo da placa que ocorre a compressão axial, em que, após a colocação do primeiro parafuso, a inserção e aperto do segundo promovem a deslocação horizontal do fragmento em direção à linha da fratura. Este princípio designa-se por "princípio da compressão dinâmica" (**Fig. 1.2.2-2**), e as placas usadas são designadas por placas DCP (*Dynamic Compression Plates*). Estas placas são geralmente aplicadas em fraturas transversas, onde não é possível obter compressão através de *lag screws*. No entanto, devido aos seus furos ovais, há a possibilidade de colocação angulada de parafusos segundo diferentes direções. Esta característica é útil caso se pretenda combinar uma placa com um *lag screw*, de modo a proteger a compressão interfragmentária, conseguida pelo parafuso, das forças de torção, flexão, e corte.



**Fig. 1.2.2-2** Princípio da compressão dinâmica. Os dois parafusos interiores são colocados excentricamente dentro dos furos da placa DCP. Como os furos desta têm uma forma oval, a cabeça dos parafusos "escorrega" dentro destes, à medida que é apertado, até à posição central. O aperto dos dois parafusos centrais aproxima os fragmentos, e a compressão é conseguida apertando os restantes parafusos, que são colocados numa posição neutra [16].

A pressão e o atrito existentes entre a placa e osso obstruem o crescimento de tecidos moles e o suprimento sanguíneo/vascularização adequado da região, dando origem à necrose cortical local. Com o objetivo de reduzir os efeitos adversos criados pela "pegada" da placa na superfície óssea, as placas DCP foram redesenhadas, como dito anteriormente. Surgem, então, as placas LC-DCP (*Limited Contact-DCP*) (**Fig. 1.2.2-1B**). As principais características destas placas são os entalhes existentes na zona lateral e na superfície de contato com o osso [18].

Um método alternativo para se conseguir compressão passa por pré-dobrar a placa antes da sua aplicação. Deste modo, a quando do aperto dos parafusos, os fragmentos aproximam-se à medida que a placa é esticada [19].

Relativamente às *locking plates*, a diferença para as demais é apresentarem furos roscados, como visto previamente (**Fig. 1.2.2-1C**). Consequentemente, os *locking screws* terão de ser colocados perpendicularmente à placa. Alguns sistemas permitem a colocação angulada de parafusos, até 15°. No entanto, nestes casos terão de ser usados parafusos convencionais.

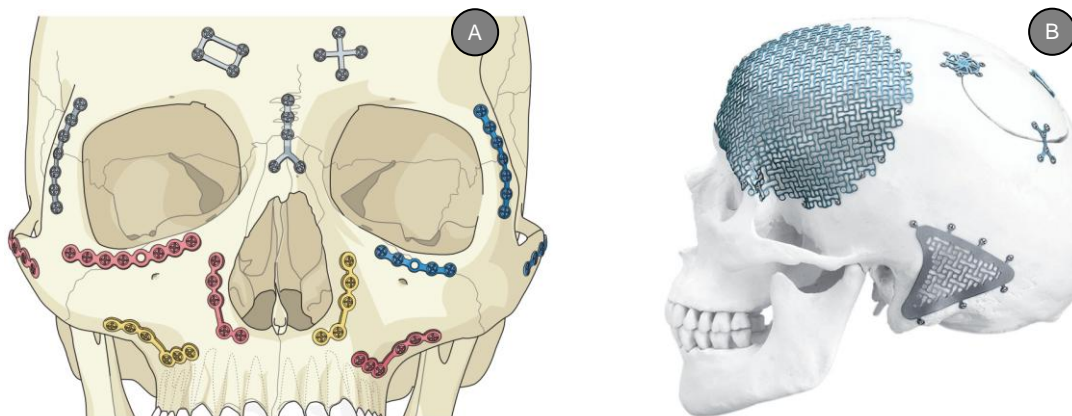
Como já foi referido, os sistemas *placa/parafuso* são descritos conforme o diâmetro de rosca dos parafusos que os compõem. Essa designação nada diz sobre as dimensões da placa, em termos de espessura, largura, e comprimento. Conforme o propósito a que se destinam, as placas surgem com diferentes tamanhos. Por exemplo, as *bridging plates* usadas em zonas sujeitas a cargas, como a mandíbula, necessitam de ser maiores em tamanho relativamente às placas utilizadas para fixação em áreas "não-carregadas", como o osso frontal. Essas *bridging plates* são aconselháveis em casos de fraturas cominutivas, fazendo a "ponte" entre os dois fragmentos distal e proximal, de modo a manter os fragmentos intermédios estabilizados entre os das extremidades.

Além das placas enunciadas, existem ainda placas com *designs* especiais, destinadas a determinadas regiões anatómicas, tais como as placas orbitais. A função destas placas não é tanto a fixação dos fragmentos ósseos mas sim a reconstrução das paredes orbitais ou faciais [16, 18].

Na **Fig. 1.2.2-3** apresentação uma variedade de placas usadas na área da cirurgia craniomaxilofacial. A maior oferta em termos de diversidade, ao nível do tamanho, forma, e aplicação, verifica-se nas placas craniofaciais. Estas variam muito em comprimento, largura, e perfil (espessura). Placas direitas, placas de adaptação com múltiplas ligações, placas orbitais curvas, e placas estruturais constituem a maioria das placas oferecidas (Fig. 30). As formas vão desde formatos em H, em L, normais e oblíquos, em T, entre outros. Para além das placas, estão disponíveis também malhas de reconstrução (*mesh plates*).

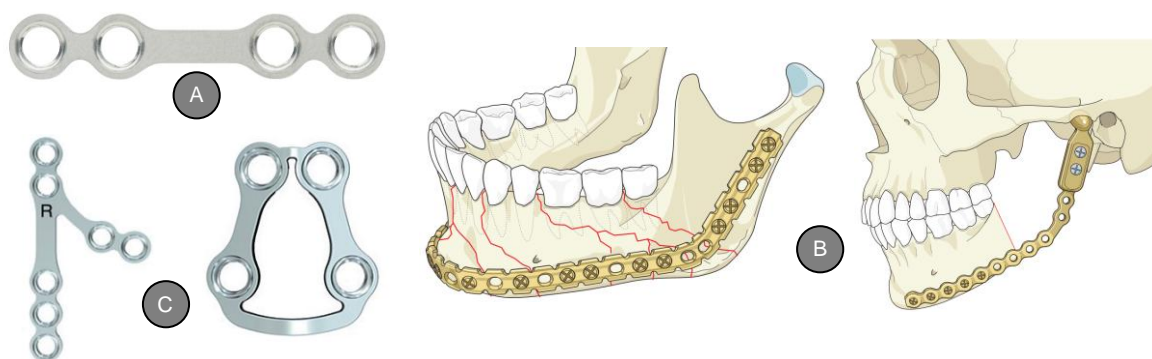
No caso das placas mandibulares, foram desenvolvidas vários formatos para diversas condições e circunstâncias. As miniplacas (**Fig. 1.2.2-4A**) são indicadas em fraturas que requerem uma resistência mínima ou moderada a forças de deformação tridimensionais, desempenhando um papel de *load-sharing*, e podem ser de compressão, ou não, ou do tipo *locking*. No entanto, placas mandibulares mais rígidas também são fabricadas.





**Fig. 1.2.2-3|** Placas e malhas craniofaciais. (A) Os códigos de cores indicam as espessuras de cada grupo. A gama prateada corresponde a placas de 0.4mm, a gama azul possui 0.5mm, e as gamas rosa e dourada têm 0.7 e 0.8mm de espessura, respectivamente. (B) Representação de duas das malhas disponíveis no mercado, bem como várias placas usadas, neste caso, na fixação da cobertura de um *burr hole*. Um *burr hole* é uma abertura, criada propositalmente por parte do cirurgião, que serve como orifício de abordagem no tratamento de fraturas [16].

Quanto às placas de reconstrução (**Fig. 1.2.2-4B**), foram desenvolvidas para fixação de mandíbulas desdentadas, fraturas multifragmentadas (muito cominutivas), ou em reconstruções que necessitam dos efeitos *load-bearing* proporcionados por uma placa maior. Também a tecnologia *locking* está disponível para estas. Existem ainda componentes de cabeças condilares, que podem ser adicionados a estas placas, e cuja altura poderá ser ajustada. A região subcondilar não foi esquecida, sendo possível encontrar também placas especialmente concebidas para esta região (**Fig. 1.2.2-4C**) [16].



**Fig. 1.2.2-4|** Placas mandibulares. (A) Placa *standard*. (B) Placas de reconstrução, com e sem o *add-on* condilar. (C) Placas subcondilares [16].



### 1.2.3| Materiais

A escolha do material de um implante depende, fundamentalmente, da função que lhe é designada. Materiais usados na fixação interna têm de preencher uma série de requisitos, por forma a, antes de mais, serem capazes de proporcionar uma fixação temporária da fratura [16, 20]. Para tal, é conveniente que não se degradem e que sejam capazes de suportar convenientemente os esforços estáticos e cíclicos com estabilidade fisiológica. A relaxação de tensões deve ser mínima, de modo a manter a compressão. Estes devem ainda garantir a estabilidade química, nomeadamente no que se refere à corrosão, dissolução, desgaste, dilatação, e, principalmente, não gerar elementos perturbadores ao organismo [22].

Dos biomateriais disponíveis, os metais são os mais usuais no área craniomaxilofacial, nomeadamente o aço inoxidável e o titânio, comercial puro ou ligas. A preferência por estes materiais prende-se com o facto de estes possuírem boas características de força, rigidez, e ductilidade, capacitando-os de sustentar elevadas cargas sem prejuízo para a fratura, ao mesmo tempo que, quando deformados (dentro de um certo limite), mantêm as suas propriedades. Adicionalmente, apresentam boa resistência à fadiga e corrosão. Contudo, a fricção entre dois componentes metálicos leva a que ocorra corrosão. Apesar de tudo, a tendência dos últimos anos tem sido substituir o uso do aço inoxidável pelo titânio. Embora o aço inoxidável ser mais barato, mais dúctil, e apresentar melhor resistência perante cargas estáticas, é também mais corrosivo, menos flexível (mais rígido), e possibilita a formação de iões de  $Ni^{+2}$ ,  $Cr^{+3}$  e  $Cr^{+6}$ , maléficos ao organismo humano. Para além disso, o titânio apresenta um melhor comportamento sob condições de elevadas cargas cíclicas e é bastante resistente ao corte. A sua densidade é menor que a do aço inoxidável em 57%, o que implica uma redução no peso em, sensivelmente, metade, para materiais de volumes similares. Uma outra vantagem do titânio é a sua habilidade em formar uma camada oxidada na sua superfície que confere uma proteção adicional à corrosão. Desta forma, quando danificado/deformado durante a cirurgia, a camada de óxido de titânio forma-se-á, de novo, espontaneamente, e protegerá o material. Tanto o aço inoxidável como o titânio são materiais completamente não magnéticos, não causando problemas durante a realização de uma ressonância magnética. Polímeros reabsorvíveis e não reabsorvíveis têm também sido usados em aplicações muito específicas. Embora estes materiais resolvam o problema da corrosão, e permitam abdicar da cirurgia de remoção dos implantes (em bastantes casos aconselhada), apresentam limitações mecânicas. A força/robustez dos materiais poliméricos pode ser elevada, mas é pouco provável que, ao mesmo tempo, mantenha a sua ductilidade e que a relaxação de tensões seja evitada. Assim sendo, estes materiais são usados em situações onde os implantes são sujeitos a tensões relativamente baixas ou em crianças [5, 16, 20].

# Capítulo 2

## EPIDEMIOLOGIA DO TRAUMA MAXILOFACIAL

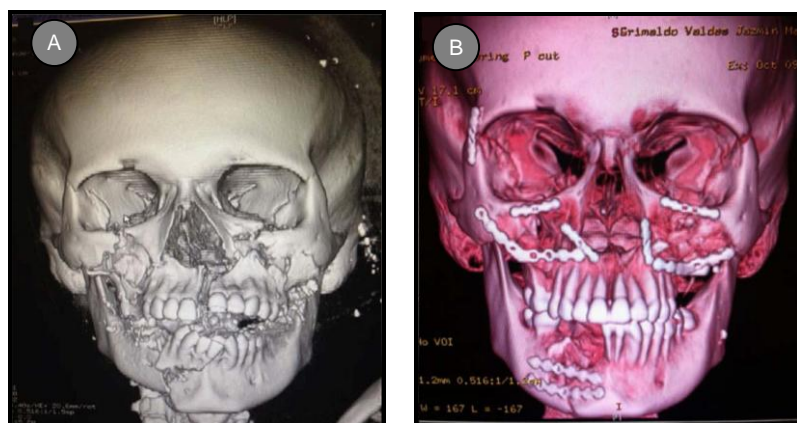
O rosto é a área mais admirada no ser-humano. Como tal, desfigurações têm um grande impacto na pessoa, tanto a nível físico como psicológico (**Fig. 2-1**). Por este motivo, lesões traumáticas ou defeitos em regiões maxilofaciais necessitam de um tratamento urgente e com sucesso.



**Fig. 2-1** CT scan de um paciente que apresenta deformações ao nível do pavimento orbital e da região do complexo naso-órbito-etmoidal [23].

Em traumatologia, as fraturas afetas à região maxilofacial são bastante comuns, constituindo uma proporção substancial nesta área [24]. Esta região alberga a zona média da face e a região mandibular. A zona média da face está compreendida entre duas estruturas ósseas fortes, a base do crânio e a mandíbula.

Devido à diversidade, não só anatómica como também dos mecanismos de lesão, envolvida na região maxilofacial, esta área da traumatologia desafia até os cirurgiões mais capazes [25]. Este tipo de lesões estão associadas, muitas vezes, a múltiplos traumas, e podem levar a problemas funcionais, estéticos, e psicológicos (**Fig. 2-2**). Consoante o mecanismo de causa, a presença de danos cerebrais e cervicais é recorrente, o que torna este tipo de traumas ainda mais complexos [26, 27, 28].

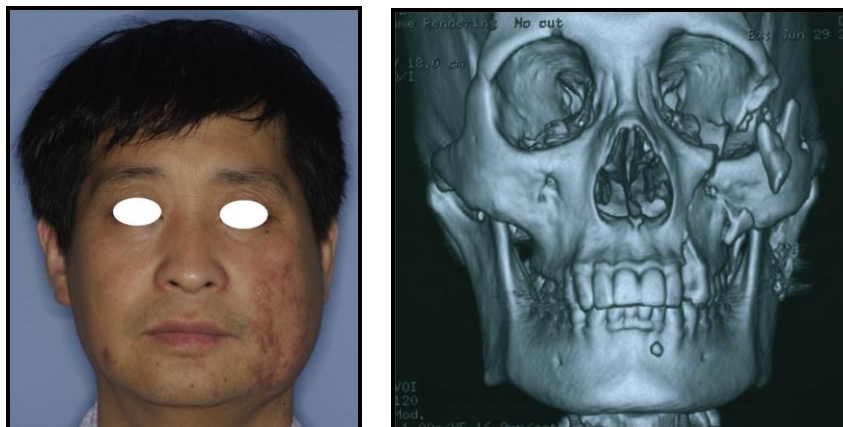


**Fig. 2-2|** (A) Reconstrução 3D de uma tomografia ao crânio, onde se podem ver uma fratura da parassínfise do lado direito com a avulsão de um fragmento alveolar, juntamente com uma fratura maxilar, uma fratura em ambas as regiões malares e fraturas na zona inferior das órbitas. (B) Imagem pós-operatória da redução das fraturas através de placas de osteossíntese [29].

Numa extensiva revisão literária realizada por Boffano et al. (2014), em que foram analisados artigos publicados entre 1980 e 2013, relativa à epidemiologia do trauma maxilofacial em todo o mundo, concluiu-se que esta poderá variar largamente de país para país, e até mesmo de cidade para cidade, dependendo da educação cultural, das características socioeconómicas, e da densidade populacional de cada. Em todos os estudos, foi nos homens que se verificaram as maiores taxas de incidência. Isto poder-se-á explicar devido ao facto da população masculina estar mais relacionada com desportos motorizados e de contacto físico, bem como com o "trabalho ao ar-livre", estando, assim, mais sujeitos a acidentes relacionados com estes. Os acidentes rodoviários foram a causa mais comum de fraturas maxilofaciais em todo o mundo. A sua incidência poderá depender da qualidade das infraestruturas, leis relativas à circulação de veículos e sua qualidade e segurança, condução ilegal, leis relativas à condução sob o efeito de drogas e álcool, etc. No entanto, em países desenvolvidos, como os presentes na América do Norte e na Europa, esta taxa tem diminuído progressivamente. Os traumas devido a agressões e quedas têm vindo a ganhar maior relevância. Leis de trânsito mais severas, relativas à condução sob o efeito de álcool, o uso de cintos de segurança e capacetes, entre outras, e o aumento da população idosa poderão estar na origem destas mudanças [30].

Van den Bergh et al. (2012), num outro estudo retrospectivo onde foi investigada a etiologia e a incidência do trauma maxilofacial, em Amesterdão, concluem que os acidentes rodoviários, envolvendo bicicletas, são a causa mais comum, seguidos pela violência interpessoal. No entanto, a cima dos 50 anos de idade passaram a ser as quedas a segunda causa mais comum. A população masculina foi a mais afetada e o grupo etário dos 20 aos 29 anos registou o maior número de casos. As fraturas

mandibulares (43%) e do complexo zigomático (37.25%) (**Fig. 2-3**) foram as mais frequentes [31]. Outros autores afirmam que fraturas envolvendo a região média face são mais usuais, comparativamente às mandibulares (**Fig. 2-4**) [28].



**Fig. 2-3|** Paciente com uma fratura zigomática do lado esquerdo da face, resultado de um acidente motorizado [32].



**Fig. 2-4|** Paciente masculino com fraturas da face média Lefort I, II, e III. Equimoses periorbitais e achatamento nasal são características comuns destas fraturas, devido ao envolvimento orbital e nasal nestas fraturas [33].

Já O'Connor et al. (2015) fizeram uma revisão de todos os artigos, relacionados com o trauma maxilofacial, de dois jornais da especialidade (*British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* e *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*), entre 2012 e 2013. Os autores afirmam que a população jovem masculina tem maior risco de sofrer danos faciais devido ao desporto e à violência interpessoal. O abuso de álcool e de drogas estão implicados em 15%-40% e 47% das lesões, respetivamente. Crianças do grupo socioeconómico mais baixo têm uma probabilidade 1.89 vezes maior de sofrer

danos faciais em relação às do grupo socioeconómico maior. As quedas constituem uma proporção significativa do número total de lesões faciais e são a causa mais frequente em pessoas a cima dos 60 anos de idade. Fraturas do nariz, da mandíbula, e do complexo zigomático foram as que mais se verificaram. Em Londres, o registo de acidentes rodoviários associados com lesões maxilofaciais foi baixo (4%), refletindo as melhorias na segurança dos veículos e na legislação rodoviária [34].

# Capítulo 3

## ANATOMIA E BIOMECÂNICA MANDIBULARES

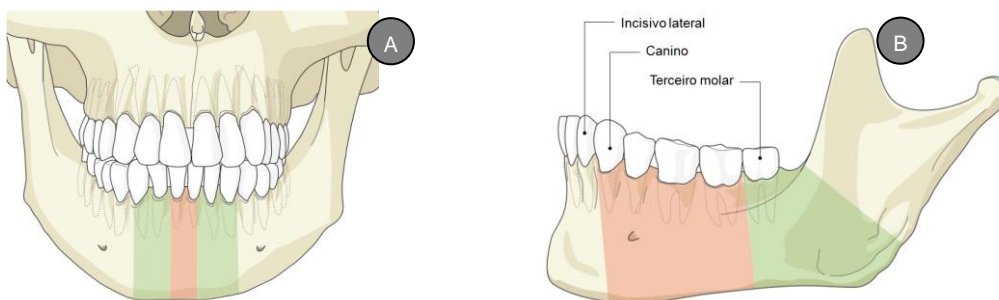
### 3.1| A mandíbula

A mandíbula, ou maxilar inferior, é o único osso móvel da face. Situa-se numa posição inferior à maxila e articula-se posteriormente com a base do crânio, formando a articulação temporomandibular. O bordo alveolar da mandíbula contém os dentes inferiores, designados por arcada dentária inferior. É constituída por duas metades simétricas, que se unem na chamada "linha média", situada entre os dois dentes incisivos [21, 35, 36].

Possui uma única sínfise e parassínfise, e cada hemimandíbula divide-se em três regiões principais: corpo; ângulo; e *ramus*.

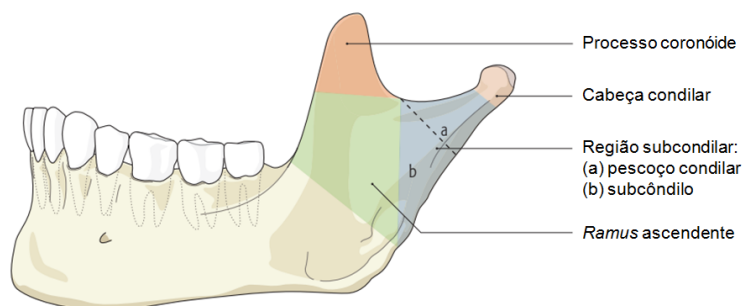
A sínfise é definida como sendo a região entre as raízes dos dentes incisivos centrais. A parassínfise situa-se entre as raízes laterais dos caninos e os incisivos centrais (**Fig. 3.1-1A**). Toda esta zona caracteriza-se por ser bastante vascularizada, cujo suprimento sanguíneo advém do lado lingual do queixo através dos músculos da língua e dos ramos terminais da artéria lingual, que penetra diretamente no osso.

O corpo da mandíbula estende-se de diante para trás. A sua área compreende o limite proximal dos caninos e o limite distal dos dentes do siso, ou terceiros molares. Já a região do ângulo inclui os dentes do siso, que se estiverem presentes poderão estar total ou parcialmente impactados, e vai até ao *ramus* da mandíbula, sendo menos espessa inferiormente (**Fig. 3.1-1B**). A anatomia destas regiões inclui as superfícies corticais lingual (interior) e bucal (exterior), o osso alveolar na região dental, o canal alveolar inferior, a linha milo-hióidea, situada internamente, e o bordo oblíquo externo [16].



**Fig. 3.1-1** Representação gráfica das regiões: (A) da sínfise (vermelho) e da parassínfise (verde); e (B) do corpo (vermelho) e do ângulo (verde) mandibulares [16].

O *ramus* (**Fig. 3.1-2**) estende-se do ângulo para cima, na direção temporal. Esta zona poderá ser dividida em várias regiões. Nas extremidades encontram-se duas apófises: uma articular, que forma um côndilo que se articula com a cavidade glenoidal do osso temporal (também vulgarmente conhecida como fossa mandibular), formando a tal articulação temporomandibular; e uma coronóide, na qual se insere um poderoso músculo da mastigação, o músculo temporal. A baixo do processo coronoide situa-se a chamada região ascendente do *ramus*, e à direita desta a região subcondilar [35, 36].



**Fig. 3.1-2** Representação do *ramus* da mandíbula [16].

Encontra-se em anexo, na **Fig. A-1**, uma representação mais pormenorizada da estrutura óssea mandibular, e da sua dentição (**Fig. A-2**).

### 3.2| A articulação temporomandibular

A articulação temporomandibular (TMJ) é uma importante articulação, fundamental em tarefas diárias como falar, comer, e até dormir. A TMJ é responsável pela ligação da mandíbula ao crânio ou, mais concretamente, ao osso temporal. Em termos técnicos, esta articulação é uma articulação sinovial, do tipo condilartroses, bicondilar, e multi-axial. Permite a abertura e fecho da boca, bem como movimentos de propulsão,

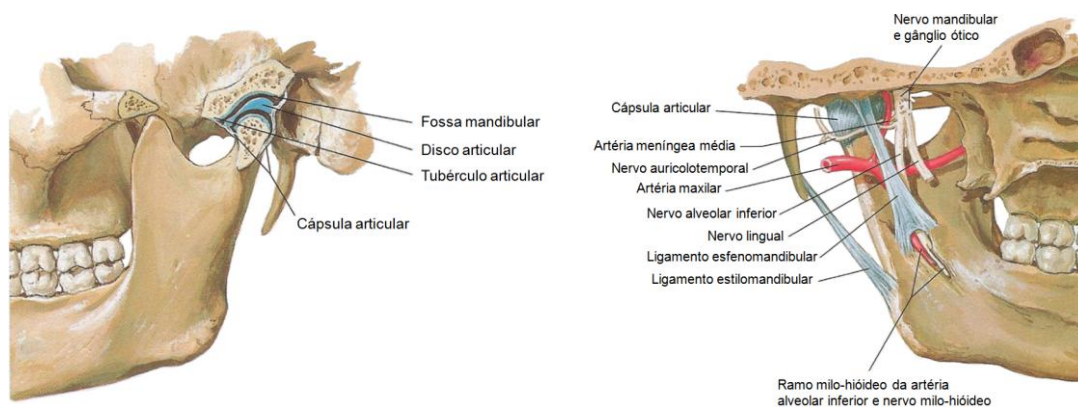


retropulsão e didução ligeira da mandíbula, ou seja, é capaz de realizar movimentos de translação e rotação [35]. Na **Fig. 3.2-1** encontram-se ilustradas duas das várias fases de movimento da mandíbula. Numa, a mandíbula apresenta-se ligeiramente abaixada, em relação à sua posição anatómica, predominando o movimento rotacional (**Fig. 3.2-1A**). Na outra, ocorre um movimento mais amplo de abaixamento, em que verificam movimentos de rotação e translação (**Fig. 3.2-1B**) [37]



**Fig. 3.2-1** Representação da TMJ nas posições de fecho (A) e abertura (B) [37].

Constitui a única articulação síncrona do corpo humano e a mais complexa e utilizada, com uma média 2000 ciclos diários [38]. De um modo simplista, esta articulação (**Fig. 3.2-2**) é formada pela fossa articular, situada no osso temporal, e pelo côndilo mandibular, de configuração esférica, que se encontra separado da fossa por um menisco. A articulação é rodeada por uma cápsula fibrosa à qual se fixa o bordo do menisco, e é reforçada pelos ligamentos lateral externo e interno. Os movimentos de abertura e fecho da boca pressupõem movimentos de deslizamento anterior e posterior do menisco e do côndilo, respetivamente, em relação ao osso temporal, que são praticamente os mesmos movimentos ocorridos na propulsão e retropulsão. A estabilidade da articulação é assegurada pelo músculo pterigóideo e por ligamentos externos [35].

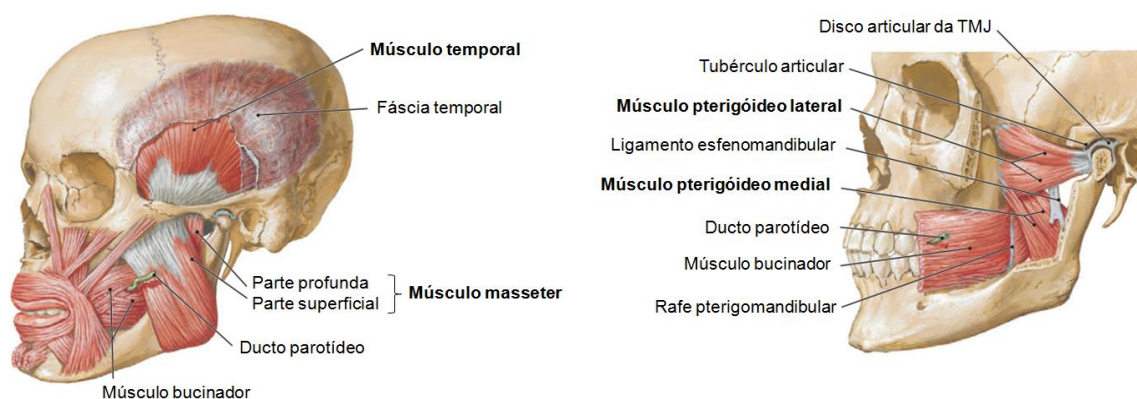


**Fig. 3.2-2** Anatomia da articulação temporomandibular [37].



### 3.3| Músculos da mastigação

A mandíbula é suspensa bilateralmente por um sistema de músculos, tendões, e ligamentos que permitem que esta se mova como uma alavanca de dois braços em torno de um eixo transversal imaginário. Este eixo situa-se aproximadamente na área da fossa mandibular (**Fig. A-1**, em anexo), para que o nervo alveolar inferior entre no canal mandibular no local menos móvel e mais protegido [21]. Os músculos responsáveis pelo movimento mandibular são os da mastigação e os hióideos. Estes últimos situam-se na zona do pescoço. Quanto aos músculos envolvidos na mastigação (**Fig. 3.3-1**), estes proporcionam um conjunto de movimentos coordenados que facilitam o processo de trituração dos alimentos. São estes: o músculo temporal; o músculo masséter, e os músculos pterigóideos, medial e lateral. O músculo temporal inicia-se na fossa temporal e termina na porção anterior da ramula e no processo coronoide. A sua função prende-se com a elevação e retração da mandíbula. O músculo masseter implanta-se na arcada zigomática e termina na face externa do ângulo. Este músculo eleva e projeta a mandíbula. O músculo pterigóideo lateral atua na projeção e depressão mandibular, inserindo-se na apófise pterigóidea e grande asa do esfenóide e terminando no pescoço condilar da mandíbula, no disco menisco, e na cápsula da TMJ. Já o músculo pterigóideo medial inicia-se na apófise pterigóidea do esfenóide e tuberosidade maxilar e termina na face interna da mandíbula. Está envolvido também na projeção e elevação desta. Todos estes músculos contribuem para a didução mandibular. Estes músculos elevadores da mandíbula são dos músculos mais fortes do corpo e trazem poderosamente os dentes da mandíbula contra os do maxilar superior, de modo a esmagar os alimentos. Uma ligeira descida da mandíbula implica o relaxamento dos elevadores desta e a ação da gravidade. Abrir bem a boca exige assim a intervenção dos abaixadores da mandíbula, nomeadamente os músculos supra-hióideos. Embora os músculos da língua e o bucinador não estejam envolvidos no processo de mastigação propriamente dito, estes ajudam a mover os alimentos dentro da boca e a mantê-los seguros entre os dentes [35, 39].



**Fig. 3.3-1|** Músculos da mastigação (em evidência) [39].

### 3.4| Biomecânica da mandíbula - noções básicas

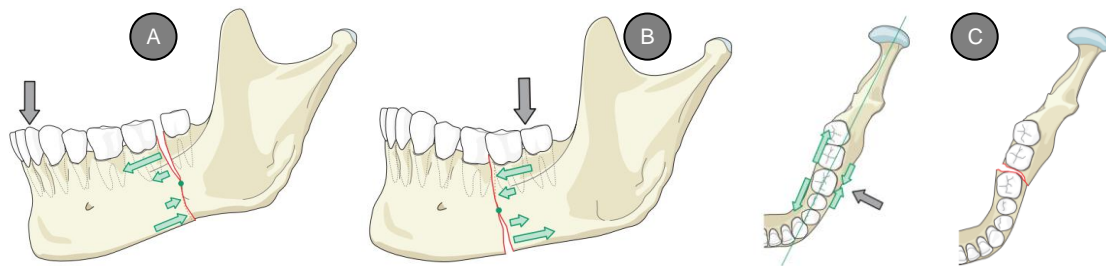
Como já foi dito, no plano transversal, a mandíbula atua mecanicamente como uma viga curva, e é suportada por grandes músculos, inseridos na região do ângulo e do *ramus*, e também pelas duas articulações, que se situam em ambas as extremidades. Duas destas estruturas de suporte são as chamadas *pterygo-masseteric slings*, que se encontram de cada lado da mandíbula e são formadas pelos músculos masséter e pterigóideo medial [16]. Estas *slings* seguram firmemente o ângulo de cada hemimandíbula, ajudando no movimento da mandíbula e na fixação da posição que esta deve manter durante as suas excursões [21].

Em termos estruturais, a mandíbula assume um formato leve e de tal modo que concede ao osso uma grande resistência à compressão, tração, e corte. Esta combinação torna-a também bastante sólida relativamente a esforços de flexão. A sua trajetória principal de tensão reside na região alveolar, e a de compressão na região basal. O osso cortical adapta-se, ainda, às cargas funcionais, provenientes da ação muscular, nas regiões transversas do bordo inferior e ao longo da linha oblíqua. O curso quase vertical do *ramus* ascendente é em função dos elevados esforços transversos registados na área do corpo mandibular. A protuberância mentual constitui uma estrutura compacta e resistente, de osso cortical, que protege a mandíbula contra os esforços transversos que aí se desenvolvem [21].

Durante a mastigação, a mandíbula move-se relativamente ao resto do crânio, registando-se a atuação de forças nos locais de inserção dos músculos masticatórios e na região de mordida, segundo o plano de oclusão. Estas forças de mordida transmitem-se, via dentes, ao osso alveolar e daí até às estruturas da mandíbula e da maxila. As cargas registadas durante a oclusão podem atingir valores muito elevados, sendo maiores nos homens do que nas mulheres. Para a população no geral, as forças de mordidas máximas, situam-se entre os 200N e os 300N na região dos incisivos; entre 300N e 500N na região dos pré-molares; e entre os 500N e os 700N na região molar. Contudo, durante a mastigação normal do dia-a-dia, os valores que se verificam são bastante inferiores a estes. Ainda assim, são suficientes para causarem micro deformações na mandíbula, sem, no entanto, nunca levar à sua fratura, no caso de uma mandíbula saudável e perante esforços funcionais [16].

As forças de mordida aplicadas à mandíbula resultam em momentos de flexão e torsão e em forças de corte de padrões complexos [40]. Verificam-se, então, zonas de tração, de compressão, de corte, e zonas neutras durante o processo de mastigação, cujas áreas variam rapidamente e de acordo com a situação de carregamento. No caso em que forças externas atuam, observam-se deformações semelhantes que poderão, no entanto, exceder a capacidade de sustentação de carga da mandíbula, originando a sua fratura.

Nesse caso, as áreas de tração, compressão, e corte dependem do vetor dessas forças exteriores. Na **Fig. 3.4-1** é apresentado o resultado da incidência de forças externas numa mandíbula em rotura. A aplicação de uma força externa anteriormente resulta numa zona de tensão no bordo superior e numa zona de compressão no bordo inferior (**Fig. 3.4-1A**), contrariamente ao que se passa quando a carga é aplicada posteriormente (**Fig. 3.4-1B**). Quando a carga atua no lado lateral da mandíbula, a zona de tensão é a medial e a de compressão é a lateral (**Fig. 3.4-1C**). A zona neutra, ao longo da qual as forças são em grande parte neutralizadas, coincide normalmente com o canal mandibular/nervo alveolar inferior [16].

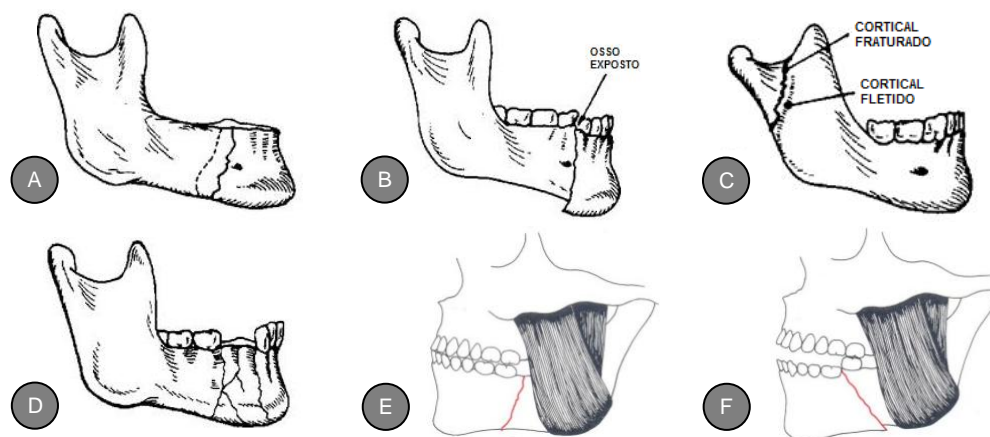


**Fig. 3.4-1** | Reações na mandíbula perante um determinado carregamento [16].

# Capítulo 4

## TRAUMA MANDIBULAR

As fraturas mandibulares são das mais comuns fraturas faciais [41], representando 19-40% destas [42], e são frequentemente causadas por traumatismo direto, mas, eventualmente, podem surgir fraturas patológicas, em função de lesões tumorais [43]. O facto da mandíbula ocupar uma posição sobressaliente na face, torna-a mais suscetível a lesões traumáticas, intencionais ou não [44]. Existem diversos fatores anatómicos e biomecânicos que influenciam a ocorrência destes incidentes. A osteologia, as ligações musculares, e a presença de dentição, desenvolvida ou em desenvolvimento, contribuem significativamente no enfraquecimento da mandíbula [45]. Dor e edema, alteração na oclusão, parestesia do lábio inferior, movimentos mandibulares anormais, modificações no contorno facial e na forma do arco mandibular, lacerações, hematoma e equimose, dentes soltos, e crepitação sob palpação, são os sinais e sintomas mais flagrantes de trauma mandibular [46]. À semelhança de qualquer fratura, as fraturas da mandíbula podem ser classificadas segundo a região anatómica afetada, sendo divididas em: fraturas do côndilo; do ângulo; da sínfise; do *ramus*; do processo coronóide; e do corpo mandibular. Podem também ser classificadas pelo tipo de fratura: "galho verde"; simples; cominutivas; e compostas. Adicionalmente, podem ainda ser definidas como favoráveis ou desfavoráveis, diretas ou indiretas, parciais ou completas, concomitantes ou isoladas, e abertas ou fechadas [47]. Na **Fig. 4-1** podem-se ver algumas das fraturas apresentadas. A fratura simples (**Fig. 4-1A**) constitui o caso menos complexo, onde não há rotura de tecidos moles. Já a fratura composta (**Fig. 4-1B**) constitui um caso severo de lesão, com exposição da zona óssea afetada, sendo, por isso, uma fratura aberta/exposta. Se a fratura não é total, isto é, se um dos corticais ficar intacto, a fratura designa-se por "galho verde", ou parcial (**Fig. 4-1C**). Quando a lesão resulta em múltiplos fragmentos, a fratura é classificada como cominutiva (**Fig. 4-1D**). No caso em que a linha de fratura está orientada de tal forma que as forças musculares não provocam o deslocamento dos segmentos, a fratura é qualificada como favorável (**Fig. 4-1E**). Caso contrário, será designada como desfavorável (**Fig. 4-1F**). Se a fratura ocorre numa zona distante da zona de impacto, está-se perante uma fratura indireta.

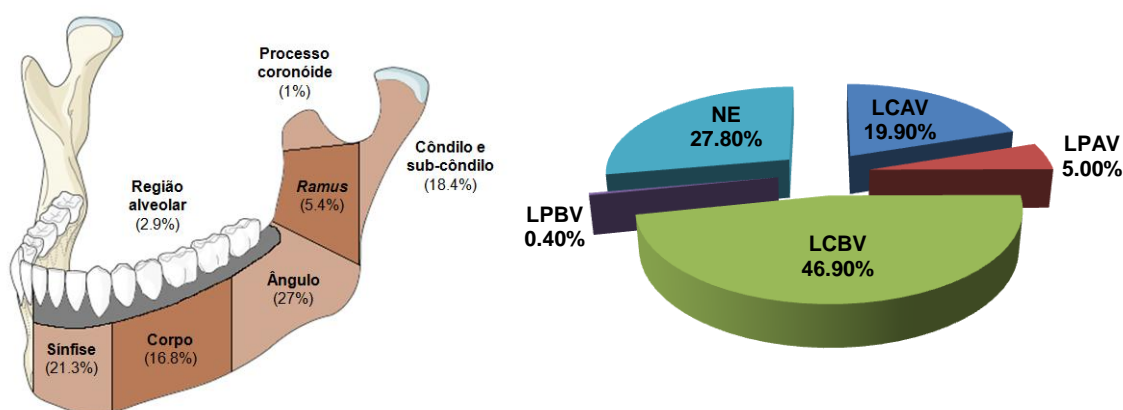


**Fig. 4-1** | Alguns tipos de fraturas mandibulares. (A) Fratura simples. (B) Fratura composta, ou aberta. (C) Fratura de "galho verde", ou parcial. (D) Fratura cominutiva simples. (E) Fratura favorável. (F) Fratura desfavorável.

A complexidade das lesões mandibulares não está limitada à anatomia diferente e funcional dos seus componentes, podendo estar relacionada com inúmeras outras variáveis, tais como o sexo, a idade, a etiologia da lesão, as opções de tratamento, as lesões associadas na região maxilofacial, e a complicações.

Tal como referido anteriormente para o caso de lesões maxilofaciais, a distribuição etiológica do trauma mandibular pode variar de país para país, apesar da etiologia das lesões permanecer relativamente uniforme em todo o mundo (agressões, acidentes motorizados, desporto, etc.) [25]. Num estudo realizado por Gutta et al. (2014), nos EUA, demonstrou-se que o ângulo e corpo da mandíbula não só eram os sítios mais comumente fraturados, como também se fraturavam simultaneamente na maioria das vezes. Neste estudo foram analisados aproximadamente 380 pacientes, dos quais 80% sofreram lesões devido a agressão [48]. Contudo, um outro estudo na Índia, realizado por Naveen et al. (2012), reportou que mais de 72% das fraturas foram devido a acidentes rodoviários [49]. Estudos semelhantes em países como Austrália, Holanda, Brasil, e Turquia apresentaram variações etiológicas em termos de tipos e percentagens [50, 51, 52, 53]. Quer isto dizer que os fatores etiológicos podem variar consoante a localização geográfica. Mais recentemente, Morris et al. (2015), com o propósito de identificar os fatores de risco em termos populacionais e de mecanismos-base em pacientes que apresentam fraturas mandibulares nos EUA, tiveram em conta não só os aspetos referidos anteriormente mas também um outro aspeto, que é a altura do ano, ou seja, o mês mais comum de ocorrência. O mecanismo de causa da lesão foi aqui dividido em 'lesão contundente a alta-velocidade' (LCAV), que abrange colisões de automóveis, colisões de motociclos, e atropelamentos; 'lesão contundente a baixa-velocidade' (LCBV), relativo a agressões físicas, quedas, e lesões no desporto; 'lesão a alta-velocidade com penetração' (LPAV), referentes ao recurso a armas de fogo; 'lesão a baixa-velocidade

com penetração' (LPBV), referentes ao recurso a elemento cortante; e 'não especificado' (NE). Conclui-se que a faixa etária mais comum é a correspondente à terceira década (entre os 21 e os 30 anos), com um terço do total, havendo predominância masculina (83%). As fraturas foram relativamente mais comuns nos meses de verão, sendo Julho aquele com mais ocorrências. O ângulo da mandíbula foi a zona mais fustigada por lesões (27%), seguida da sínfise (21.3%) (**Fig. 4-2**). A ocorrência de múltiplas fraturas (duas ou mais) representou cerca de 50.4%, sendo a restante percentagem relativa a fraturas singulares. As lesões contundentes a alta e baixa velocidades, juntamente com as lesões devido a causa não especificada, constituíram os principais mecanismos de lesão com 19.9%, 46.9% e 27.8%, respetivamente (**Fig. 4-2**).



**Fig. 4-2** | Distribuição das fraturas mandibulares de acordo com a região e com os mecanismos de causa (adaptado de Morris et al. (2015)) [25].

Quando as fraturas mandibulares são categorizadas por mecanismo, torna-se claro que existe uma correlação entre o mecanismo, a direção da força, e o tipo de fratura. Das fraturas resultantes de lesões contundentes a baixa velocidade, o ângulo da mandíbula foi o sítio mais comum de fratura (31.49%). Isto seria de esperar, uma vez que este tipo de lesões é resultado maioritariamente de violência interpessoal, já que um golpe no lado da face resultará numa pancada contra o ângulo da mandíbula. Já em fraturas resultantes de lesões contundentes a alta velocidade, as fraturas condilares são as que mais se verificam (25.4%), seguidas pelas da sínfise (22.8%). Isto seria expectável considerando que o vetor de força verificado na mandíbula durante estas colisões é frequentemente aplicado numa direção ântero-posterior, iniciando-se no queixo e sendo transferida posteriormente aos côndilos. No caso dos mecanismos de alta velocidade com penetração, verifica-se aquilo a que os autores consideram ser um padrão não anatómico de lesão, devido ao facto de se considerar que as balas viajam de modo aleatório à medida que fazem ricochete em ossos e atravessam tecidos. Em relação aos mecanismos de baixa velocidade com penetração, verificou-se um padrão mais

previsível, já que as áreas da mandíbula mais expostas a facadas foram as mais afetadas (sínfise (24.4%), ângulo (14.3%), e ramo (14.3%)). Como referido anteriormente, pouco mais de metade das lesões analisadas ocorreram em múltiplos sítios simultaneamente. De acordo com o estudo em análise, as fraturas condilares estão associadas a fraturas da sínfise (51.9%), correlação esta já explicada. À semelhança do côndilo, também a fratura do *ramus* está muitas vezes associada à fratura da sínfise (36.7%), pelas mesmas razões. O ângulo da mandíbula foi associado a fraturas concomitantes da sínfise (47.3%), e o corpo da mandíbula com fraturas concomitantes do ângulo (52.5%). Examinando fraturas do processo alveolar, existe uma grande possibilidade de haver uma lesão concomitante do corpo da mandíbula (40.5%) e do côndilo (29.7%) [25].

#### 4.1| O tratamento

O principal objetivo no tratamento destas fraturas passa pela obtenção de uma redução anatómica perfeita e pelo restabelecimento imediato da oclusão pré-trauma, sem dor e com o mínimo de complicações pós-operatórias [44, 54]. A era da Segunda Guerra Mundial foi de grande importância no que à gestão e tratamento do trauma maxilofacial diz respeito, já que é durante esse tempo que surgem muitas das inovações. Nas décadas seguintes, o tratamento de fraturas mandibulares, que até então envolvia métodos tradicionais (**Fig. 4.1-1**), como por exemplo a redução fechada através da fixação intermaxilar (IMF) ou maxilomandibular (MMF), ou através fixadores externos, evolui até às formas de fixação interna, rígida ou semi-rígida, usadas nos dias de hoje [33]. A fixação interna veio trazer melhorias nos resultados finais, funcionais e estéticas, muito graças ao aumento na precisão do tratamento, já que, nos métodos tradicionais, as únicas guias de referência para a redução eram a oclusão, a palpação, e imagens pós-operatórias [5].



**Fig. 4.1-1|** Alguns métodos de redução fechada usados no tratamento de fraturas mandibulares. (A) IMF através de arcos Erich [55]. (B) IMF através de parafusos IMF [56]. (C) Fixador externo [57].

Contudo, a redução aberta e fixação interna (ORIF) da mandíbula, com placas de osteossíntese, surge muito antes, em 1888, através de Schede. Porém, devido à



corrosão e fadiga do material usado, o aço, é de imediato abandonada. Até que, nos anos 60, Luhr introduz as placas de compressão em titânio. Este inspira-se em estudos ortopédicos e biomecânicos realizados por Schenk, que sugere uma cicatrização mais rápida através da compressão. A descoberta de materiais biocompatíveis, como o titânio e o titânio, está assim na base da evolução e consolidação da fixação interna. Surgem então, durante os anos 70, os avanços de Michelet et al. e de Champy et al.. A meio desta década, Niederdellmann et al. iniciam o desenvolvimento de uma modalidade radicalmente diferente no tratamento de fraturas da mandíbula, usando *lag screws* [14]. Foram estas descobertas e estes desenvolvimentos que vieram revolucionar o tratamento de fraturas mandibulares, através da ORIF, e que permitiram obter a panóplia de soluções existentes hoje em dia.

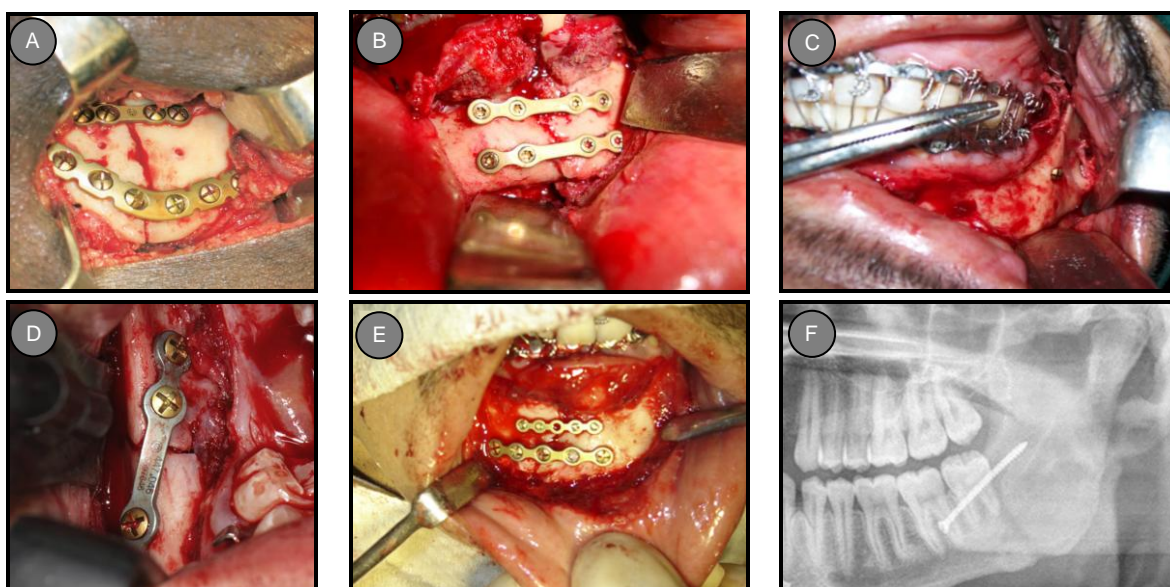
Tecnicamente, uma osteossíntese deve ser realizada recorrendo a dispositivos de tamanho apropriado e colocados de modo a que a distribuição das forças fisiológicas seja consistente com os normais padrões de deformação pré-fratura. No tratamento de uma fratura, ou de uma osteotomia, o osso e o material de osteossíntese formam um sistema interactivamente complexo. A estabilidade da redução não é apenas dependente do tamanho da placa ou dos parafusos, mas depende também do posicionamento do sistema, das propriedades dos materiais, da técnica de aplicação, e da condição óssea (tamanho, densidade, orientação celular). Perante condições favoráveis e com uma aplicação adequada do implante, o osso funciona como uma estrutura de suporte e proporciona um caminho para que forças funcionais atuem em cada lado da fratura, desenvolvendo padrões de deformação enquanto permanece estável o suficiente durante a mastigação, sem que haja falha ou interferências na cicatrização. Quanto mais fraco for o osso, menor será o seu contributo na estabilidade da osteossíntese, pelo que o material usado deverá ser mais forte. A escolha do melhor sistema de fixação deverá ter em conta que a melhor abordagem na reparação de qualquer sistema dinâmico e complexo é criar uma solução que reproduza o estado funcional natural e que minimize os danos adicionais ao sistema (neste caso, ao osso, tecidos moles, etc.) durante a reparação [16].

Existem diversas opções de tratamento (**Fig. 4.1-2**), que vão desde o uso de sistemas mais rígidos, como as placas de reconstrução tridimensionais ou o sistema de dupla placa, ao uso de sistemas semi-rígidos de uma única miniplaca. Embora todas as placas possuam pré-requisitos próprios em termos da complexidade e do local da fratura, a técnica cirúrgica é similar [33, 58]. Apesar da combinação entre placas e parafusos ser o método mais usual, o uso de *lag screws* é uma alternativa válida a este, no caso de fraturas não cominutivas e transversalmente oblíquas. Trata-se de um método simples, de rápida aplicação, satisfatório esteticamente, e bastante económico. A exposição cirúrgica é menor, tal como a quantidade de material implantado. Usando-se três ou mais parafusos, sozinhos ou combinados com placas, é possível neutralizar forças funcionais



aplicadas à mandíbula [59, 60]. Já os micro sistemas, esses apenas deverão ser utilizados onde forças de torsão provenientes dos músculos da mastigação não prejudiquem a redução [61]. Deste modo, as microplacas são muitas vezes suficientes no tratamento de lesões mandibulares na área da pediatria [62], e cingidas a fraturas craniofaciais, nos adultos, ou combinadas com miniplacas quando usadas na mandíbula, atuando como bandas de tensão [1, 9, 63].

A consolidação da fixação interna, como método preferencial no tratamento de fraturas mandibulares [9, 47], tornou possível eliminar o uso da IMF, pós-operatoriamente, ou, pelo menos, abandoná-la mais cedo. Deste facto adveio um maior conforto por parte dos pacientes, já que o retorno às funções pré-operatórias é bastante mais acelerado, a nutrição e manutenção da higiene oral mais fácil, e o risco de comprometer as vias respiratórias é mínimo [64].



**Fig. 4.1-2|** Várias opções de tratamento, disponíveis atualmente, na redução de fraturas da mandíbula. **(A)** Fratura do ângulo tratada com recurso a uma placa de reconstrução de 6 furos, fixada no bordo inferior com parafusos bicorticais. Alternativamente, pode-se adicionar uma placa convencional, e fixá-la no bordo superior com parafusos unicorticais, de modo a atuar como banda de tensão [65]. **(B)** Fixação de uma fratura do corpo com duas *locking plates* e parafusos unicorticais [66]. **(C, F)** Fixação de uma fratura do ângulo com lag screw (imagem obtida em ambiente intraoperatório, e respetiva radiografia pós-operatória) [67]. **(D)** Fratura do ângulo tratada através de um sistema semi-rígido convencional [68]. **(E)** Fixação de uma fratura da parassínfise com micro- e miniplaca [63].

O aparecimento da ORIF trouxe, também, resultados mais estáveis e previsíveis. Isto deve-se ao facto deste método de fixação otimizar o processo de cicatrização óssea primária, que ocorre quando as fraturas são reduzidas e estabilizadas rigidamente, sem que haja espaço para *gaps* ou micro movimentos excessivos entre os fragmentos, havendo assim um contato ósseo direto apropriado entre estes. Na mandíbula, as forças

geradas pelos músculos da mastigação são consideráveis, como referido anteriormente, pelo que a presença de uma fixação rígida é importante. A imobilização não só melhora a revascularização dos fragmentos ósseos, como promove a ossificação e a união. Em contrapartida, se a técnica não for perfeitamente aplicada, ou se não for suficientemente rígida, poderão surgir os tais *gaps* entre os fragmentos ósseos. Caso estes sejam superiores a 1 ou 2 mm, ocorrerá cicatrização secundária, e consequente formação de *callus*, o que aumentará o risco de não união da fratura [33, 69, 70]. O deslocamento da fratura devido a uma fraca adaptação da placa, e o *loosening* do *hardware* como resultado da compressão e reabsorção óssea, são, ainda assim, situações suscetíveis de acontecer. Estes efeitos poderão dar azo a uma estabilização da fratura deficiente, com subsequente má ou não união, má oclusão, ou infeção. Se a placa não estiver completamente passiva e precisamente adaptada ao contorno da zona fraturada, ocorrerá deslocamento da fratura quando a cabeça dos dois primeiros parafusos contactar com a placa, durante o processo de aparafusamento. Esta ação puxa os fragmentos para a placa, resultando numa diminuição do *gap* entre a placa e o osso e, pelo contrário, num aumento do *gap* entre as extremidades dos fragmentos fraturados. A questão do *loosening* do *hardware* deve-se à compressão da placa no osso, resultante também do processo de aparafusamento, e ao maior diâmetro dos furos na placa em relação ao diâmetro externo dos parafusos. Embora esta característica torne mais fácil a inserção dos parafusos, também dá azo a que o implante se mova relativamente aos parafusos e, portanto, à estrutura óssea. Inicialmente, estes movimentos relativos podem ser eliminados através da compressão, que se verifica entre o implante e o osso, resultante do processo de aparafusamento. No entanto, a pressão resultante deste processo é transferida para a camada óssea subjacente, que leva a que ocorra necrose avascular e reabsorção óssea de baixo da placa. Se isto se verificar de modo significativo antes das 6 a 8 semanas necessárias para que haja cicatrização óssea primária, o implante poderá ganhar folgas, levando a que se torne relativamente instável, o que compromete a redução da fratura [71].

O uso de sistemas mais rígidos, isto é, constituídos por miniplacas mais espessas e parafusos bicorticais e de diâmetros maiores, seriam uma solução. No entanto, a utilização destes sistemas nem sempre é possível, por razões óbvias. Placas mais espessas implicam dimensões maiores, que por sua vez dão origem a maior probabilidade de originarem hipersensibilidade por parte do paciente. A questão da palpabilidade e do espaço disponível são também fatores a considerar. Para além destes, a colocação de parafusos bicorticais só é possível na região inferior da mandíbula, onde a sua inserção não afeta raízes dentárias nem nervos.

Como tal, o desenvolvimento dos sistemas *locking* permitiu criar uma unidade mais rígida e funcional, sem a necessidade de usar parafusos bicorticais nem placas mais densas

[72, 73]. Com estes sistemas, deixa ainda de haver a tal pressão no osso, resultante do aparafusamento, e também os tais movimentos entre a placa e os parafusos, o que implica uma redução na probabilidade de ocorrer reabsorção óssea, e *loosening* e falha do *hardware* [74, 75]. Contudo, devido à ligação roscada entre a placa e os parafusos, a colocação destes tem de ser feita perpendicularmente à placa, para que o encaixe seja apropriado. Ainda assim, se se verificarem *gaps* entre a placa e osso, devido à dobragem imprecisa da placa, estes sistemas são mais indulgentes, teoricamente, em relação à probabilidade de ocorrer deslocamento da fratura [71].

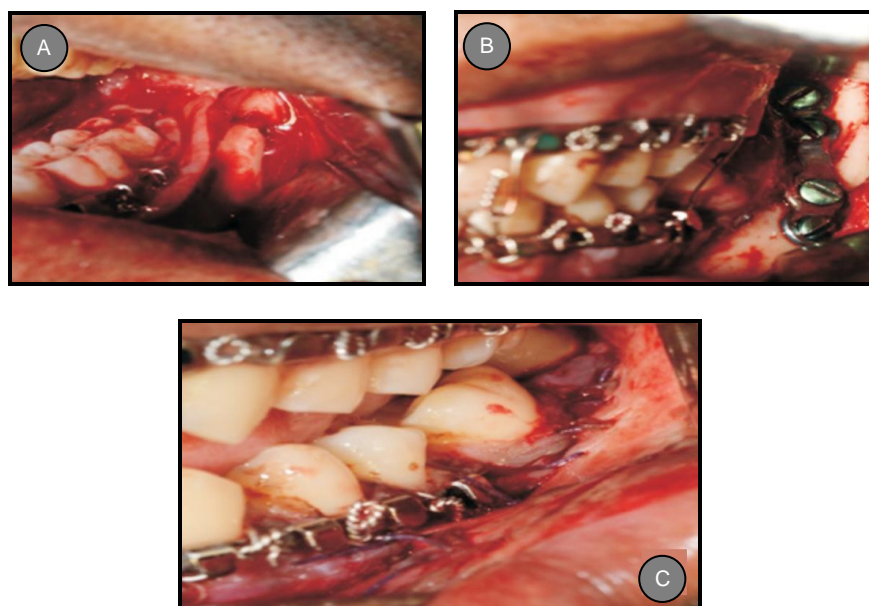
Em termos cirúrgicos, o cirurgião oral e maxilofacial dispõem de algumas formas de abordar a fratura, na região da mandíbula, e proceder à aplicação do implante necessário à sua fixação. A sua escolha é em função de fatores como o local da fratura, a sua acessibilidade, a facilidade do procedimento escolhido, a exigência estética por parte do paciente, e, ainda, da sua perícia enquanto médico cirurgião [76]. Tomando como exemplo o ângulo, que é talvez o local de mais difícil acesso da mandíbula, são várias as abordagens possíveis a que os médicos recorrem. A abordagem extraoral (**Fig. 4.1-3**) é a tradicional, onde é feita uma incisão cutânea, do lado exterior da face. Esta técnica permite uma excelente exposição do local, uma fácil aplicação do implante, e um bom controlo dos segmentos da fratura. Contudo, a cicatriz resultante e o risco de lesões do nervo facial e das glândulas representam dois pontos contra [78, 77].



**Fig. 4.1-3|** Abordagem extraoral. (A) Exposição da fratura. (B) Fixação da fratura com placa 3D [79].

Devido a estas contrariedades, desenvolveu-se um método alternativo, transoral (ou intraoral), em que o acesso à zona alvo é realizado através da mucosa bucal ou das gengivas (**Fig. 4.1-4**). É um método esteticamente melhor e mais rápido, estando também associado a cicatrizes mínimas e ao menor risco em afetar nervos, glândulas, e estruturas vitais do pescoço. No entanto, as desvantagens inerentes a esta técnica são várias, e incluem a dificuldade em visualizar e manipular os segmentos da fratura, a presença de uma fina cobertura de tecidos moles que poderão levar à reabertura do ferimento e à exposição do *hardware*, e a quebra da placa no processo de dobragem

devido aos elevados graus requeridos para adaptar a mesma aos contornos complexos do bordo mandibular superior. Para além dos aspetos negativos já referidos, a colocação da placa próxima da dentição torna mais fácil e curto o caminho de bactérias desde o sulco gengival até ao implante, e a maior probabilidade de haver *loosening* dos parafusos, em virtude da densidade óssea ser menor na região superior da mandíbula e nos alvéolos, constituem outros aspetos negativos desta metodologia [80, 81].

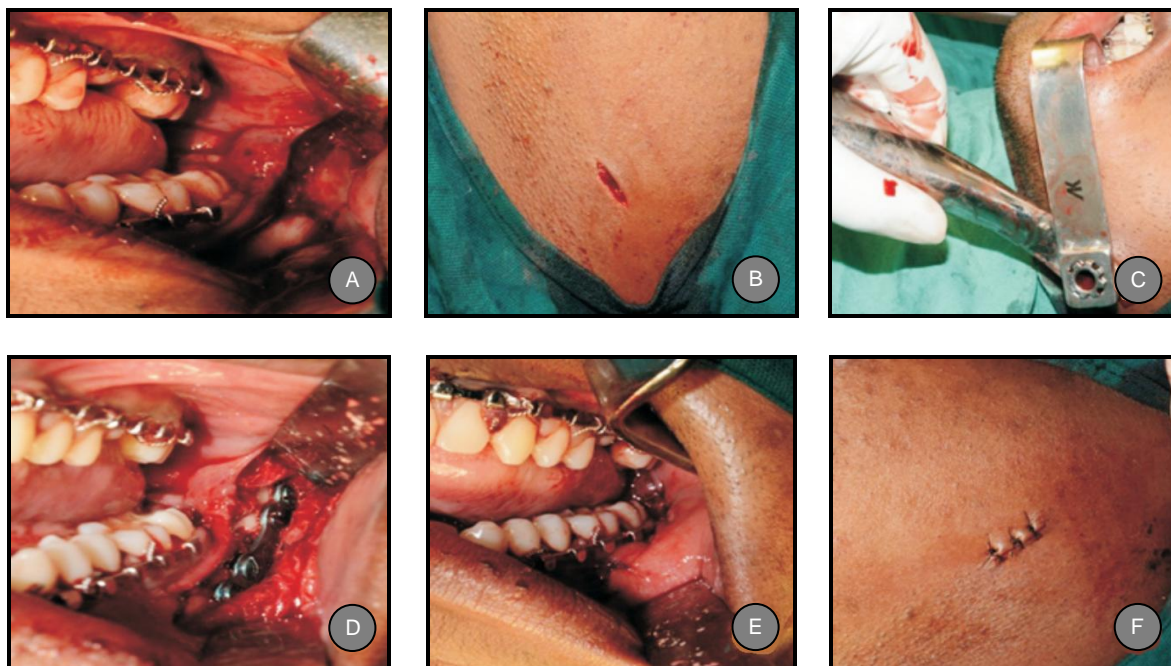


**Fig. 4.1-4|** Abordagem transoral. (A) Exposição intraoral da fratura. (B) Redução da fratura com IMF e miniplaca. (C) Fecho do ferimento [76].

A procura por uma abordagem ótima e mais eficiente levou ao cruzamento de todos os "prós" das anteriores, resultando no chamado método transbucal (**Fig. 4.1-5**). Esta técnica de abordagem envolve uma incisão intraoral e uma pequena incisão cutânea na face, para que instrumentos auxiliares, como o trocarte e a cânula, possam ser inseridos. Estes instrumentos auxiliares servem de guia para que instrumentos como a broca ou a chave de aperto acessem ao local da fratura. Esta metodologia suprime as desvantagens das abordagens extraoral e intraoral. Fatores como a ausência de uma cicatriz exterior desfavorável; a colocação das placas na zona lateral da mandíbula (que é mais densa) e possui uma maior e melhor cobertura de tecidos moles; a menor probabilidade de quebra das placas, uma vez que requer menor adaptação destas à superfície óssea; a menor taxa de infeção devido a agentes patogénicos provenientes dos dentes; e uma colocação mais fácil do *hardware*, constituem as principais vantagens deste método [76, 80, 82]. Wan et al. (2012) concluíram que o uso da técnica transbucal produz menos complicações pós-operatórias que a técnica transoral. Estes verificaram que as taxas cumulativas de incidência do *loosening* dos parafusos, deiscência do ferimento,



exposição da placa, infecção, re-operação, e remoção do *hardware* eram maiores no grupo transoral. Consequentemente, o uso da técnica transbucal implica uma poupança económica, uma vez que será menor o número de pacientes a necessitar de tratamento adicional para sucumbir as complicações resultantes do tratamento inicial. Os autores relataram, ainda, que a presença de cicatrizes desfavoráveis é extremamente baixa e que não se verificaram casos de paralisia de nervos faciais, que são dois dos aspetos, referidos por alguns cirurgiões, para preterir a abordagem transbucal [80].



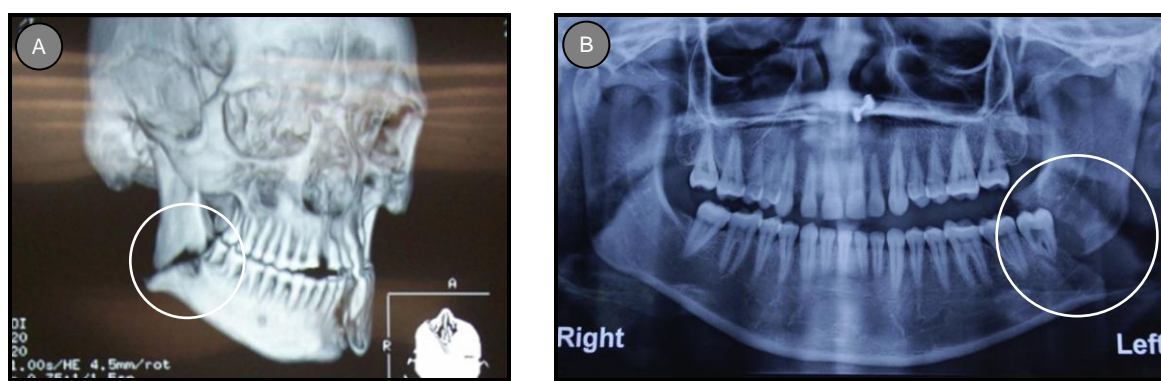
**Fig. 1.5.1-5|** Abordagem transbucal. (A) Exposição da fratura intraoral. (B) Incisão facial. (C) Colocação do trocarte transbucal. (D) Fixação da placa na zona lateral. (E) Fecho da incisão intraoral. (F) Fecho da incisão facial [76].

## 4.2| Fraturas do ângulo da mandíbula

As fraturas do ângulo (**Fig. 4.2-1**) são as fraturas mandibulares mais difíceis de tratar [83] e requerem particular atenção devido à sua alta morbilidade, constituindo 23-42% destas [84], e às taxas de complicações pós-operatórias associadas, que se situam entre 0-32% [83], e que estão invariavelmente relacionadas com a complexidade biomecânica da região da mandíbula em questão e com fatores inerentes aos pacientes [85].

A linha de fratura começa na área onde o bordo anterior do *ramus* mandibular encontra o corpo da mandíbula, geralmente na região do dente do siso, e estende-se até ao bordo inferior. Ocasionalmente, poder-se-á estender posteriormente em direção ao gónio. Estando presente, o dente do siso poderá estar em qualquer posição ao longo da sua

raiz. Por vezes, a fratura ocorrerá ao longo da sua raiz distal, com o dente permanecendo no interior do fragmento distal [86]. São frequentemente oblíquas, e é comum verificar-se uma cominuição triangular no bordo inferior da mandíbula [16]. Segundo vários autores, a elevada incidência deste tipo de fraturas deve-se a fatores anatómicos e biomecânicos da mandíbula, tais como: a sua fina área transversal em relação aos segmentos circundantes; a curvatura das trajetórias na zona do ângulo e a brusca mudança de forma, das linhas de calcificação, e das forças desde a região horizontal do corpo da mandíbula até à região vertical do *ramus*; as inserções dos músculos masticatórios e às forças em diferentes vetores que estes exercem; e a presença de dentes do siso, particularmente aqueles que estão impactados, que enfraquecem a região do ângulo devido ao espaço que ocupam [83, 87].



**Fig. 4.2-1|** Fraturas do ângulo da mandíbula. (A) Tomografia computadorizada (CT) evidenciando uma fratura do ângulo direito [67]. (B) Ortopantografia de uma fratura do ângulo esquerdo [88].

À semelhança das demais fraturas mandibulares, também as do ângulo são causadas, em grande parte, por agressões físicas e acidentes rodoviários, não necessariamente nesta ordem. Como dito anteriormente, são vários os fatores que podem influenciar a epidemiologia deste tipo de lesões. De um recente estudo retrospectivo, proveniente do Centro de Ciências da Saúde da Universidade do Estado do Louisiana (Nova Orleães, EUA), resultou que a principal causa de fraturas do ângulo da mandíbula era fruto de alterações físicas (85.4%), com os homens a constituírem a quase totalidade dos pacientes. A maior percentagem de lesões ocorreu na terceira década de vida, e durante os meses de verão. Os autores consideram que, devido ao tempo quente característico dessa altura do ano, mais pessoas se envolvem em atividades ao ar-livre nesses meses, em relação aos restantes. Verificou-se, ainda, que 59.2% das fraturas se localizaram do lado esquerdo (34.9% do lado direito, e 5.8% de ambos os lados). Ora, isto deve-se ao facto de que a maioria dos pacientes foi vítima de murros na face e de que, segundo McManus, aproximadamente 90% da população ser destra. Os autores observaram também que mais de metade das fraturas eram fraturas isoladas do ângulo (51.5%). Os restantes pacientes registaram, pelo menos, uma fratura adicional, sendo que as mais comuns se localizaram na parassínfise e no corpo, do lado contralateral [89]. Paza et al.

(2008) registaram resultados semelhantes [90]. Van den Bergh et al. (2012) reportaram que as fraturas do ângulo são maioritariamente provocadas por violência, e que fraturas isoladas ou acompanhadas por fraturas condilares ou do corpo são as mais frequentes [31].

Não obstante o progresso feito nos métodos de tratamento e nos sistemas de fixação na área da traumatologia maxilofacial, parece não haver, ainda, consenso relativamente ao método de fixação interna ideal para o tratamento de fraturas do ângulo mandibular. O elevado número de estudos realizados é reflexo disso. Sistemas de placas e/ou parafusos de variados tamanhos, formas, *designs*, e conjugações têm sido usados no tratamento destas fraturas [14, 54, 83, 91, 92].

Todavia, mesmo entre os métodos mais populares e difundidos, resultados satisfatórios poderão não ser alcançados. Crê-se que as forças geradas pela musculatura envolvida na mandíbula resultam numa rotação instável dos segmentos proximal e distal da fratura, levando ao seu deslocamento [93, 94]. A conjugação dos fatores biomecânicos com aqueles relacionados com o estado da oclusão, com a presença de dentes do siso na linha de fratura, e até mesmo aqueles relacionados com a anatomia cirúrgica poderão estar na origem dos problemas em se obter uma fixação firme. Infecção e não união são as mais complicações pós-operatórias mais comuns quando se recorre ao uso da ORIF [70].

Ao longo das últimas décadas, um dos tópicos mais abordados pela comunidade científica está relacionado com o recurso à fixação rígida ou à fixação semi-rígida. A fixação rígida, que, já se sabe, promove a cicatrização óssea primária, é conseguida através sistemas mais robustos (2.3mm e 2.7mm), de placas mais espessas fixadas com parafusos bicorticais no bordo inferior da mandíbula, onde o risco destes parafusos danificarem as raízes dentárias e o nervo alveolar é menor; por *lag screws*; ou através de sistemas convencionais de duas placas e parafusos unicorticais. Já a fixação semi-rígida (também referida na literatura como fixação "não rígida" ou "funcionalmente estável"), que fomenta a chamada cicatrização óssea secundária, em que são permitidos micro movimentos entre os segmentos fraturados e onde, antes de ocorrer a ossificação, se verifica a formação de *callus*, é levada a cabo por sistemas de uma única miniplaca fixados unicorticalmente, como por exemplo as placas 3D ou a miniplaca única colocada de acordo com o proposto por Champy [14, 83, 89, 95, 96, 97, 98].

Na literatura encontram-se presentes inúmeros estudos, *in vivo* e *in vitro*. Alguns autores afirmam que o uso de uma única miniplaca, colocada transoralmente de acordo com a técnica de Champy, constitui um método superior, em relação à técnica que usa duas miniplacas [83, 96, 99], estando relacionada com complicações relativamente baixas [93, 100], contrariamente à técnica de dupla placa, que apresenta taxas de complicações

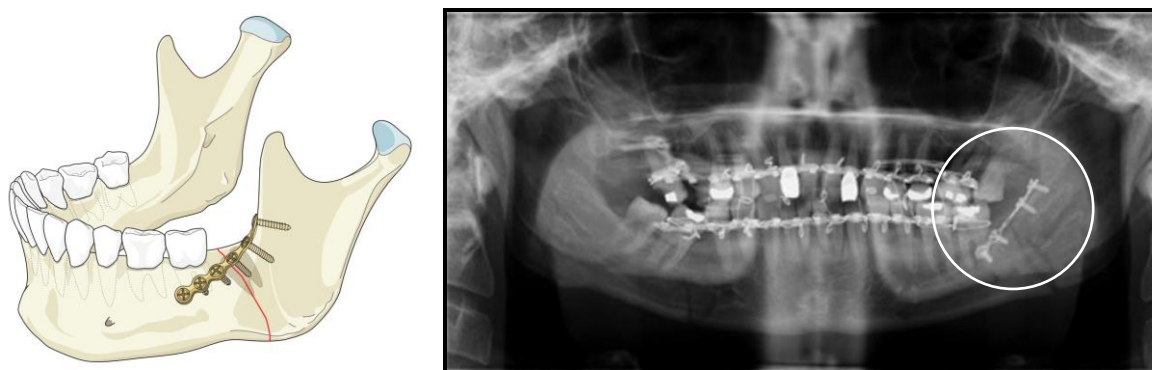
inaceitáveis [101]. No entanto, outros autores alegam não haver diferenças significativas, em termos biomecânicos e clínicos entre os dois métodos [102, 103], enquanto que outros defendem que o uso de duas miniplacas, fixadas unicorticalmente, constitui um método melhor [41, 104]. Alkan et al. (2007) demonstrou, num estudo biomecânico *in vitro*, que o comportamento da técnica de Champy é menos favorável do que a fixação com duas miniplacas [105]. A razão que está por detrás da colocação de duas miniplacas é a de se conseguir um melhor reposicionamento anatómico da fratura e uma fixação mais estável. Todavia, apesar de se constatar um aumento considerável na estabilidade da fratura, a adição de uma segunda placa, na região inferior da mandíbula, implica um aumento do tempo operatório e, por conseguinte, do custo do tratamento. Além disso, a colocação da segunda miniplaca é realizada, maioritariamente, através de uma abordagem extraoral, o que aumenta o risco de contaminação bacteriana; cicatriz facial; edema pós-operatório; hematoma; e dano do nervo mandibular. Mesmo que se opte pelo método intraoral, é necessário um especial cuidado em torno de todos os tecidos moles da mandíbula, o que torna o procedimento mais delicado e moroso [95, 99, 106].

A Fundação AO/ASIF (*Association for the Study of Internal Fixation*) recomenda o uso de uma única miniplaca de osteossíntese, no tratamento de fraturas isoladas e simples do ângulo. No caso de haverem fraturas adicionais, ou seja, fraturas concomitantes, estas terão de ser tratadas recorrendo a sistemas rígidos, tais como placas de reconstrução ou através de duas miniplacas. Caso se verifique a presença de fraturas complexas, cominutivas, infetadas, ou de mandíbulas atroficas desdentadas (caraterísticas de pessoas idosas, devido à redução de volume ósseo), aconselham a utilização de uma placa de reconstrução [17, 98]. Estas recomendações estão de acordo com as conclusões tiradas por Ellis (1999), que defende que apesar das placas de reconstrução estarem associadas a poucos problemas, a sua necessidade/facilidade de aplicação via abordagem extraoral aumenta o seu conjunto de complicações, e que, independentemente do uso de duas miniplacas constituir um método mais estável, relativamente ao de uma única, a questão biomecânica é apenas um dos fatores a considerar, havendo muitos outros talvez mais importantes, como por exemplo o suprimento sanguíneo, que é posto em *check* por uma dissecação mais extensa [83].

As placas rígidas foram introduzidas para serem colocadas no bordo inferior da mandíbula, através de parafusos bicorticais, e são indicadas quando há falta de osso adequado no bordo superior (fraturas cominutivas, por exemplo) ou se existir um historial de falha de *hardware* ou de presença de fraturas patológicas [107]. Tais placas proporcionam rigidez suficiente aos fragmentos, e uma adequada neutralização de forças funcionais mesmo na ausência de compressão. Previnem, ainda, a mobilidade interfragmentária e a distração na zona de tensão, diminuindo assim, em teoria, a incidência de complicações [108].



Posto isto, e até à data, o método clássico de fixação proposto por Champy (**Fig. 4.2-2**) tem sido o mais comumente utilizado pelos cirurgiões no tratamento de fraturas do ângulo, devido à sua fácil aplicação, através de uma abordagem intraoral, e ao tamanho reduzido e adaptabilidade da placa [109, 110, 111].

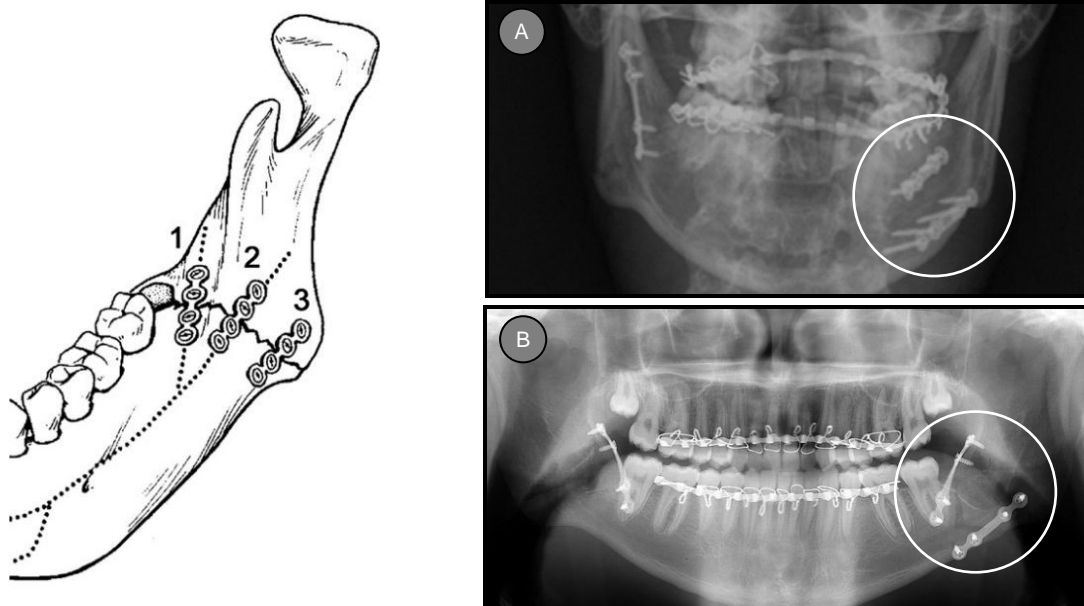


**Fig. 4.2-2|** Técnica de Champy para a fixação de fraturas do ângulo [16, 81].

Uma vez que a placa é colocada intraoralmente, a cicatriz facial é minimizada, bem como a probabilidade de lesão dos nervos facial e alveolar inferior [54]. Numa revisão sistemática, Al-Moraissi (2015) concluiu que, no tratamento de fraturas isoladas do ângulo, o uso da técnica de Champy reduz significativamente a incidência de infecção e deiscência do ferimento, a falha do *hardware*, e a morbidade no geral, quando comparada com a técnica de biplanar de duas placas, em que uma é colocada na linha oblíqua e a outra é fixada na região inferior (**Fig. 4.2-3B**) [97]. Numa outra meta-análise, os resultados obtidos sugerem que a osteossíntese através de placas convencionais, sistemas de uma única placa, e parafusos unicorticais, é menos propensa a gerar infecções, re-operações, remoção de *hardware*, e má união, relativamente aos sistemas de placas de compressão, de duas placas, e de parafusos bicorticais, respetivamente [112].

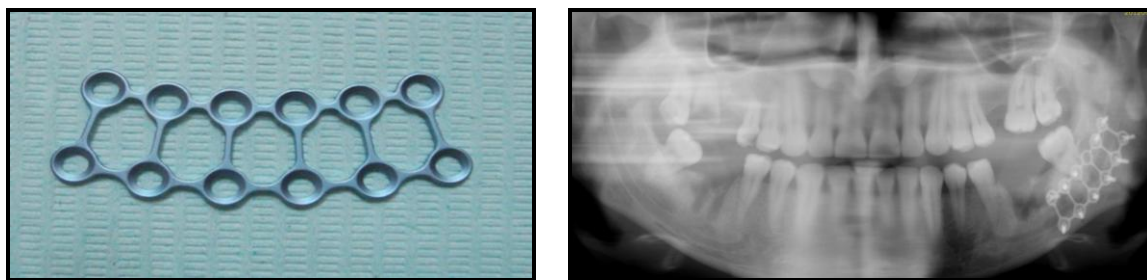
No entanto, a estabilidade desta técnica tem sido posta em causa recentemente por parte dos cirurgiões [110]. Com base em estudos clínicos e biomecânicos, o uso de uma única miniplaca tem a propensão para fazer com que a fratura abra no bordo inferior. Este deslocamento resultante poderá dar aso a um deslocamento lateral subsequente, originando má oclusão, infecção, ou outras complicações [42, 93, 95, 105].

A atenção dos investigadores tem-se centrado, então, na busca por métodos alternativos que suplantem estas limitações. Esses métodos incluem as placas 3D, os *lag screws*, e as *locking plates*.



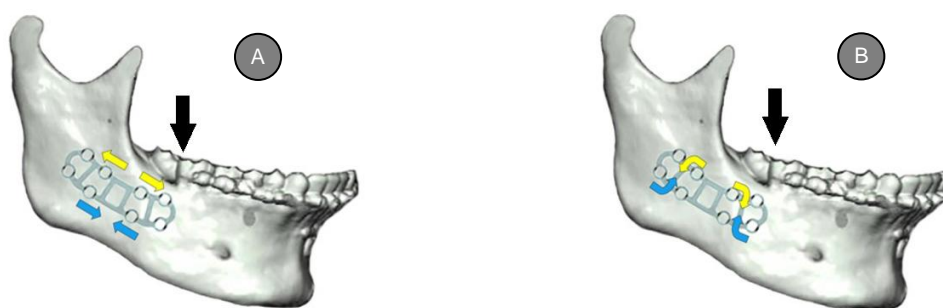
**Fig. 4.2-3** Possíveis regiões para a fixação de fraturas do ângulo da mandíbula com miniplacas: (1) linha oblíqua da região superior; (2) superfície lateral superior; (3) superfície lateral inferior. As placas 1 e 2 estão posicionadas ao longo da chamada "linha ideal de osteossíntese" proposta por Champy et al. [42]. A combinação da placa 2 com a 3 constitui uma fixação monoplanar (A) [65], enquanto que a combinação da placa 1 com a 3 constitui uma fixação biplanar (B) [68].

As placas 3D, ou estruturais, desenvolvidas por Farmand (1995), são um dos métodos de fixação que mais tem desafiado a técnica de Champy no que a fraturas do ângulo da mandíbula diz respeito, com uma série de estudos clínicos e biomecânicos já realizados [105, 110, 113, 114]. Uma placa 3D (**Fig. 4.2-4**) pode ser considerada como um sistema de duas placas, em que estas estão interligadas em cruz através de conectores verticais [115]. O seu formato é baseado no princípio do quadrilátero como sendo uma configuração geometricamente estável para suporte, conferindo à placa resistência a forças em três dimensões (daí o seu nome), nomeadamente a forças de corte, flexão, e torção. Essa estabilidade tridimensional é a grande vantagem sobre os métodos de fixação com miniplacas convencionais, mono ou dual [54, 116], e é conferida pelos componentes estruturais verticais, nada tendo que ver com a espessura ou comprimento do dispositivo.



**Fig. 4.2-4** Placa 3D, curva e de 12 furos [117].

Como visto previamente, uma mandíbula funcional apresenta uma zona de tração e uma zona de compressão. Quando a placa 3D é colocada na posição apropriada, ao longo da superfície lateral da mandíbula, a capacidade da placa horizontal superior em resistir à tração é aumentada significativamente pelas barras verticais. A capacidade em resistir a forças de tensão criadas no bordo superior deixa de ser somente dependente da resistência à tração da placa horizontal superior, passando a estar distribuída e conduzida através das barras verticais até à placa horizontal inferior. De forma análoga, esta placa inferior transmite as forças compressivas superiormente através das mesmas barras verticais (**Fig. 4.2-5**). Estas forças opostas parecem estar na gênese da estabilidade deste tipo de dispositivos. Todas as forças resistentes produzidas pelos músculos da mastigação não são dependentes da resistência à tração e compressão de uma única placa, sendo assim distribuídas por toda a placa e através de toda a área que esta cobre [81]. Uma vez que os parafusos estão dispostos numa configuração do tipo 'caixa', de ambos os lados da fratura, é criada uma estrutura que aumenta a resistência à torção e à flexão ao longo do maior eixo da placa [118], mantendo-se, ao mesmo tempo, bastante maleabilidade e um baixo perfil [54].



**Fig. 4.2-5** Funcionamento de uma placa 3D. (A) Representação das zonas de tração (amarelo) e compressão (azul) perante a incidência de um carga nos dentes molares. (B) Representação da propagação das forças de tração e de compressão ao longo dos componentes verticais, perante a mesma carga [81].

A sua fácil aplicação constitui também uma outra vantagem, uma vez que requer pouca ou nenhuma adaptação ao osso [118]. As placas 3D estabilizam assim tanto a zona de

tensão como a de compressão da região de fratura, conferindo maior resistência ao deslocamento no bordo inferior da mandíbula, que é um dos problemas apontados ao uso de uma única miniplaca convencional colocada próxima da região alveolar. As placas estruturais possibilitam também uma poupança preciosa em termos de tempo cirúrgico, em relação ao sistema convencional de placa dupla [110]. Em termos biomecânicos, alguns investigadores afirmam não ter encontrado diferenças significativas entre estes dois sistemas [105]. Comparativamente com as placas de reconstrução, foi demonstrado que o uso de placas 3D resulta numa diminuição da morbidade e num procedimento cirúrgico mais simples [119], sendo o grau de deslocamento e o *gap* formado, no bordo inferior, semelhantes em ambas as técnicas [84].

Sawatari et al. (2016) afirmam que a placa 3D proporciona uma estabilidade rígida dos segmentos da fratura com quase nenhuma mobilidade tanto no bordo superior como no inferior, presumindo que, com uma melhor redução e mais estabilidade, haja menos propensão para infeções, má união, não união, e má oclusão [81]. Os autores descartam, ainda, a utilização de IMF após a cirurgia, o que não acontece no caso da fixação com uma única miniplaca, já que vários estudos reportaram que esta técnica não proporciona estabilidade suficiente em fraturas do ângulo, pelo que a utilização de IMF é necessária [14, 87, 100, 120, 121]. Defendem também que a presença de fraturas desfavoráveis, em que se verifica uma tensão fisiológica proveniente da *pterygomasseteric sling* e do músculo temporal, que poderá deslocar os segmentos, não constitui uma contraindicação para o uso de placas 3D. Já perante um severo grau de cominuição, o uso destas placas é desapropriado. No entanto, em casos onde a cominuição permanece confinada dentro dos limites dos parafusos, os autores afirmam que a placa é capaz de estabilizar as fraturas. Em termos cirúrgicos, conclui-se que o tempo envolvido para completar o processo é similar ao levado por um cirurgião a desempenhar a técnica de Champy, independentemente da sua experiência. Uma vez que o procedimento se realizou através da abordagem transbucal, é de salientar que a duração deste não aumentou devido ao uso do trocarte e da cânula. Quanto às complicações pós-operatórias, os resultados foram semelhantes ao estudo de meta-análise realizado por Al-Moraissi et al. (2014), em que foi reportada uma redução de 58% nas complicações pós-operatórias quando usando placas 3D, em detrimento da técnica de Champy, em fraturas do ângulo mandibular [107]. No geral, a taxa de complicações associada ao uso de placas 3D para os pacientes avaliadas no estudo de Sawatari et al. (2016) é semelhante à restante literatura, e menor em relação aos documentos relativos à técnica de Champy. Dos 222 casos tratados, 34 tiveram complicações pós-operatórias (15.3%). Desses 34 casos, 15 consideraram-se ser complicações maiores e necessitaram de uma intervenção cirúrgica de correção. Os restantes 19 casos foram categorizados como sendo complicações menores e foram solucionados sem necessidade de uma nova intervenção. De entre os casos de complicações maiores, 3 pacientes apresentaram má oclusão devido à má

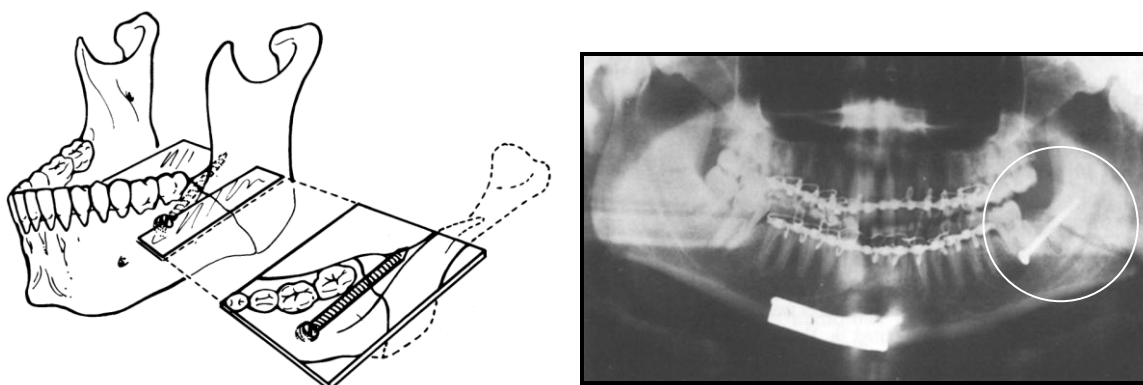
adaptação da placa à região, o que deu origem à falha no alinhamento dos segmentos da fratura. Dos 12 pacientes restantes, 2 sofreram fratura da placa devido ao não favorecimento da fratura e à falha em manter uma dieta leve, e 10 desenvolveram infecções que levaram à remoção dos implantes. Os autores consideraram que a deiscência do ferimento e a exposição da placa são complicações menores, já que não necessitaram de uma segunda cirurgia. Verificaram-se então 10 casos de exposição da placa. Segundo estes, esta baixa taxa de exposição deve-se ao posicionamento da placa de fixação na superfície lateral da mandíbula, ficando o bordo superior a uma distância segura da incisão de acesso. Contrariamente, a placa colocada no bordo superior atravessa a incisão cirúrgica, o que, na opinião dos autores, leva a elevadas taxas de deiscência do ferimento e exposição do implante. Adicionalmente, o grande volume de tecidos moles no aspeto lateral da mandíbula, em relação à região do bordo superior, contribui na diminuição destas complicações. Os restantes 9 pacientes com complicações menores desenvolveram trismo pós-operatório, no entanto nenhum paciente apresentou limitações na abertura da boca após 3 meses. Os autores concluíram então que a utilização de placas 3D no tratamento de fraturas do ângulo da mandíbula é uma técnica eficaz devido às baixas taxas de complicações, comparativamente à técnica de Champy. Para além disso, o uso de placas 3D diminui a necessidade de IMF, assegurando uma restauração da função mandibular mais rápida. A simplicidade, a fácil aplicação, o curto tempo de procedimento, e o reduzido risco de infeção constituem as principais vantagens das placas 3D sobre as técnicas de aplicação de miniplacas no bordo superior da mandíbula [81].

Al-Moraissi et al. (2014) constataram igualmente, na meta-análise que realizaram, que o método que utiliza placas estruturais é mais vantajoso em relação ao método de uma única miniplaca. Adicionalmente, confirmaram que a técnica que usa apenas uma única miniplaca convencional possui uma superioridade estatisticamente significativa relativamente ao uso de duas miniplacas, no que diz respeito à incidência de complicações pós-operatórias, suportando assim a teoria de Ellis (1999), que afirmou que apesar do sistema de duas miniplacas proporcionar uma fixação mais estável, a combinação de resultados de estudos biomecânicos e clínicos demonstrou que a biomecânica não é o único fator a considerar na seleção do método de fixação interna em fraturas do ângulo da mandíbula [107]. A elevada taxa de complicações associada ao uso de duas miniplacas poderá estar relacionada com o desgaste de perióstio na região do ângulo, que compromete assim o fornecimento sanguíneo e a cicatrização. No que respeita à aplicação do sistema de uma única miniplaca, verificou-se uma significativa vantagem nas miniplacas colocadas lateralmente, através de instrumentação transbucal, em relação à técnica de Champy (aplicada transoralmente), apontando para uma redução das complicações pós-operatórias da ordem dos 210%. Esta disparidade deve-se à posição anatómica da placa. Na técnica de Champy, a placa é colocada no cume oblíquo

da mandíbula, que é coberto por tecido mole pouco denso, e está muito próxima da dentição, o que permitirá um trajeto mais fácil e curto a bactérias patogénicas desde o sulco periodontal até ao implante. Por sua vez, as placas fixadas transbucalmente no aspeto lateral da mandíbula ficarão cobertas por um maior volume de tecidos moles, que ajudarão a diminuir o risco de deiscência da incisão e a exposição do *hardware*, bem como de infeções [107]. O estudo realizado por Laverick et al. (2012) constata isso mesmo, onde se concluiu que a técnica transbucal causa menos infeções (6%) do que aquela em que as placas são colocadas no cume oblíquo externo da mandíbula (20%). Adicionalmente, verificou-se não haver diferenças significativas no tempo da cirurgia, na incidência de danificação dos nervos dental inferior e facial, na oclusão após a redução, ou no método de redução. Os autores recomendam assim que o tratamento de fraturas do ângulo da mandíbula seja feito com recurso a uma placa de osteossíntese unicortical colocada no lado bucal da mandíbula através de uma abordagem transbucal [122]. Sugar et al. (2009) sugerem, também, que a colocação da placa lateralmente, através da combinação dos procedimentos transbucal/oral é mais eficaz e segura do que a técnica *standard* intraoral. Reportam, ainda, a preferência de vários cirurgiões pela técnica transbucal, quando questionados acerca de ambas [123]. No entanto, os resultados de um estudo clínico, realizado por Al-Moraissi et al. (2015), revelaram não haver diferenças significativas, no geral, entre as placas estruturais (grupo A) e a técnica de Champy de uma miniplaca (grupo B). Os autores registaram tempos cirúrgicos ligeiramente menores no grupo afetado à técnica de Champy, explicado como sendo devido à maior dimensão da placa 3D, ao maior número de parafusos requeridos por esta, e à sua colocação no aspeto lateral da mandíbula. A deiscência do ferimento verificou-se num caso no grupo B e em nenhum no grupo A. Não se verificaram casos de parestesia em nenhum dos grupos, possivelmente devido a se terem usado parafusos unicorticais, nem situações de má oclusão. No que se refere à abertura de boca, os resultados foram semelhantes também [117]. Os resultados obtidos estão em concordância com estudos anteriores [54, 91, 120]. Contudo, os autores alegam que a pequena amostra populacional de 20 pacientes e o facto de estudos anteriores não incluírem a palpabilidade como complicação, poderão estar na razão da diferença entre as conclusões por estes tiradas e aquelas obtidas nas meta-análises transatas [107, 110].

Os *lag screws* (**Fig. 4.2-6**) constituem igualmente um método recente (desde 1999), no tratamento deste tipo de fraturas, e bastante diferente dos até então usados. Em termos clínicos, a sua utilização cinge-se apenas a fraturas oblíquas [92]. O princípio de funcionamento do *lag screw* assenta na compressão axial dos fragmentos ósseos. Este método de fixação é considerado seguro e eficaz. Para além de proporcionar compressão entre os fragmentos, providencia uma firme estabilização da fratura e requer uma exposição reduzidas de tecidos [124]. O facto da pressão ser exercida sob uma área pequena de osso representa uma dificuldade inerente a este método. Segundo Krenkel

(1992, 1995), a adição de uma anilha bicôncava reduz consideravelmente esta pressão [125, 126]. A inserção dos parafusos deverá ter em atenção alguns fatores, nomeadamente as raízes dentárias, devendo ser feita a uma distância considerável dos seus ápices de modo a evitar lesões nestas estruturas, e a inclinação do seu plano coronal, que deverá ser de baixo para cima, o que implica o uso da técnica transbucal. A seleção do ponto de entrada da broca, no osso cortical bucal, é também um aspeto a ter em conta. Essa localização deverá ser suficientemente longínqua da linha de fratura, por forma a proporcionar uma adequada quantidade de osso entre a cabeça do *lag screw* e a fratura [67, 92].

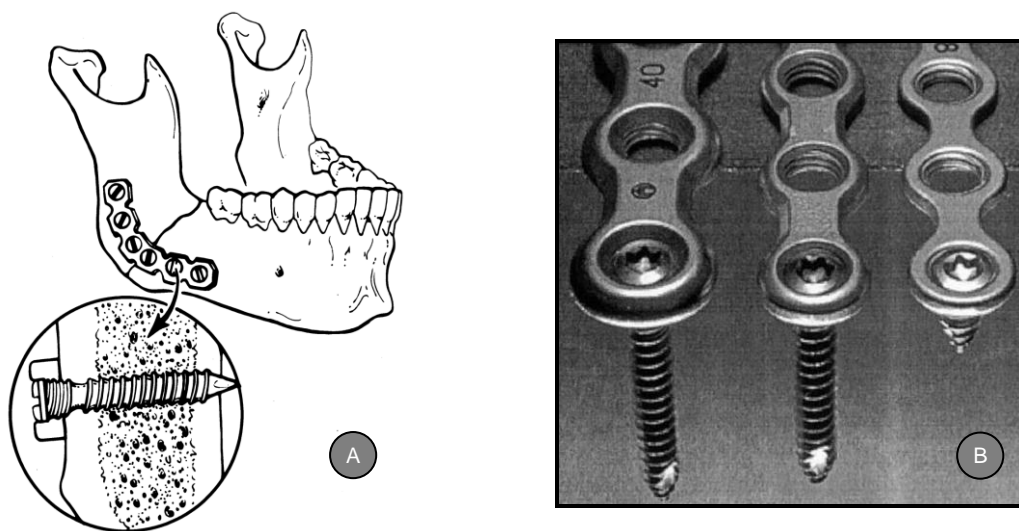


**Fig. 4.2-6** Utilização do *lag screw* na fixação de fraturas do ângulo mandibular [14, 83].

A grande diferença entre os métodos de miniplaca e *lag screw* é que o *lag screw* oferece uma fixação interna na zona de tensão da mandíbula com boa compressão dos fragmentos. Num estudo realizado por Schaaf et al. (2011), verificou-se que fraturas isoladas do ângulo da mandíbula tratadas com 1 ou 2 *lag screws* resultaram em menores *gaps* entre os fragmentos, em relação aquelas tratadas quer com uma quer com duas miniplacas [92]. Sabe-se que áreas de *gaps* reduzidas, quando imobilizadas por zonas de contato circundantes, permitem ossificação direta lamelar no interior da *gap* [17]. Por isso, uma boa redução da fratura com pequenas *gaps* interfragmentárias é crucial para a sua revascularização e cicatrização [127]. Em termos de complicações, o método de Champy revelou a menor taxa (7%), apesar de se ter verificado a distração da fratura na zona caudal. No entanto, quando a segunda miniplaca foi usada, a taxa de complicações aumentou consideravelmente (30%), e registaram-se *gaps* bastante superiores em relação aos demais métodos. Por sua vez, o uso de *lag screws* revelou uma taxa de complicações de 14%, e o tratamento usando um único parafuso revelou ser o método com menor duração cirúrgica. Embora a osteossíntese usando *lag screws* necessite de uma abordagem bastante precisa, na maioria dos casos um parafuso solitário com um único procedimento de perfuração é suficiente para obter uma fixação estável [92]. Contudo, quando um *lag screw* não é suficiente, a colocação de um parafuso adicional

poderá ser um problema devido ao limitado espaço [67]. Contrariamente às técnicas de miniplacas, o uso de *lag screws* não necessita de adaptação do material à superfície óssea nem da realização de inúmeros furos. Apesar destas vantagens, e de ser um método mais barato e que requer um tempo operatório menor e menos implantação de material, na opinião dos autores a aplicação deste método requer um procedimento cirúrgico mais delicado do que os métodos de placas [92].

Os sistemas *locking* (**Fig. 4.2-7**), desenvolvidos no início dos anos 80, apresentam diversas vantagens sobre os restantes sistemas de placas. Essas vantagens incluem a fácil adaptação da placa e rápida aplicação, alterações mínimas nas relações ósseas e de oclusão durante o aperto dos parafusos, menor probabilidade de ocorrer *loosening* dos parafusos, e maior estabilidade sem transmitir pressão excessiva ao osso, que reduz o prejuízo no fornecimento sanguíneo [73]. Tem vindo a ser relatado que a má adaptação das placas afeta os sistemas convencionais mas não afeta os sistemas do tipo *locking*. Na região do ângulo, onde o acesso é limitado e o contorno da placa mais difícil, os binários gerados pela fraca adaptação da placa ao osso quando os parafusos são apertados são transferidos para as interfaces *osso-placa* e *osso-parafusos*, podendo resultar em reabsorção óssea sob a placa e em torno dos parafusos, levando ao seu *loosening* [74]. Estes sistemas dispensam portanto uma adaptação rigorosa da placa à superfície óssea. Contudo, são dispositivos mais caros do que os convencionais devido aos requisitos técnicos envolvidos na sua produção [67].



**Fig. 4.2-7** Sistema *locking*. (A) Fixação de fratura do ângulo com placa de reconstrução do tipo *locking* e parafusos bicorticais [14]. (B) Três tamanhos de sistemas *locking* 2.0mm [73].

Elsayed et al. (2015), num estudo clínico onde analisaram o comportamento de três métodos de fixação de fraturas do ângulo (grupo A: *locking plates* (2.0mm), grupo B: *rigid plates* (2.3mm), e grupo C: *lag screws* (2.4mm)) em 30 pacientes (10 por grupo),



reportaram que os grupos de placas exibem taxas de complicações superiores do que o grupo do *lag screw*, nomeadamente deslocamento da fratura imediatamente após a cirurgia (um caso em cada grupo, A e B), deiscência do ferimento (dois casos no grupo A), infecção (um caso no grupo A), exposição da placa (um caso no grupo B), e parestesia (um caso no grupo B). No entanto, registaram-se três situações de parestesia também no grupo do *lag screw*. Todavia, à parte do tempo cirúrgico, que foi bastante menor no grupo C e a maior no grupo B (devido à necessidade de adaptação da placa ao osso), os autores consideram não haver diferenças significativas entre os três métodos, uma vez que as complicações geradas foram tratadas através de procedimentos simples ou não produziram resultados negativos na redução das fraturas [67]. Já Strasz et al. (2016) reportaram taxas de remoção de *hardware* inferiores, em fraturas simples do ângulo, quando tratada com sistemas *locking* (11.4%), em relação à técnica de Champy (21.4%) e sistema de dupla placa (33.3%), e taxas de falha do material reduzidas (3.4%), onde o sistema aplicado segundo os princípios de Champy registou 2.9% e o sistema duplo 11.1% [98]. Ribeiro-Junior et al. (2010), num estudo *in vitro* onde analisaram o comportamento de sistemas de placas convencionais e de sistemas *locking*, aplicados de acordo com a técnica de Champy, durante o processo de mastigação, reportaram que o sistema *locking* oferece maior resistência e estabilidade do que o sistema convencional, e que está associado a um menor deslocamento dos segmentos mandibulares sob cargas compressivas [128]. Num estudo animal *in vivo*, Poon et al. (2013) sugerem a existência de benefícios biológicos associados aos dispositivos *locking*. No entanto, afirmam que a sua vantagem clínica sobre os sistemas convencionais é duvidosa. Os autores defendem que a utilização dos sistemas *locking* seria mais conveniente em situações de fraturas desfavoráveis, onde a estabilidade primária dos fragmentos ósseos é fraca, ou em casos de mandíbulas atroficas, em que a área superficial de contato é reduzida [129]. Singh et al. (2011) concluíram que os sistemas *locking* têm a vantagem de proporcionarem maior estabilidade e uma restauração das funções anatómicas iniciais mais rápida, relativamente aos sistemas convencionais *nonlocking*. Os autores reportaram, ainda, taxas de complicações globais mais reduzidas nos sistemas *locking* (6% vs. 13%). Afirmam, também, que a precisão necessária na adaptação da placa é menor, mas o posicionamento dos parafusos não. Como tal, e tendo por base os aspetos anteriormente enunciados, no entender dos autores, a decisão de usar sistemas *locking* ou *nonlocking* deve ser baseada no custo e na facilidade de aplicação destes [66]. Apesar dos resultados até então obtidos terem sido positivos, os estudos clínicos realizados até aqui são escassos, sendo necessária a realização de mais estudos.

Uma limitação presente em grande parte da bibliografia disponível prende-se com o facto de muitos estudos não considerarem apenas fraturas isoladas do ângulo, podendo uma fratura adicional confundir/adulterar os resultados finais. Os requerimentos necessários ao tratamento de fraturas duplas diferem dos de fraturas singulares. Para além disso, as

taxas de complicações poderão estar sobrevalorizadas, já que, no caso de se estar perante várias fraturas, se se verificar má oclusão após o tratamento, torna-se difícil ou impossível determinar qual das fraturas contribui para isso [107].

Em suma, no tratamento de fraturas do ângulo, a escolha do tipo de dispositivo a usar e o grau de rigidez por este proporcionado, depende, de uma modo geral, da preferência do cirurgião, da severidade da lesão, das propriedades mecânicas do sistema de fixação, e da estabilidade inicial oferecida pela configuração da fratura, tendo sempre presente que quanto menor a quantidade de material implantado melhor.

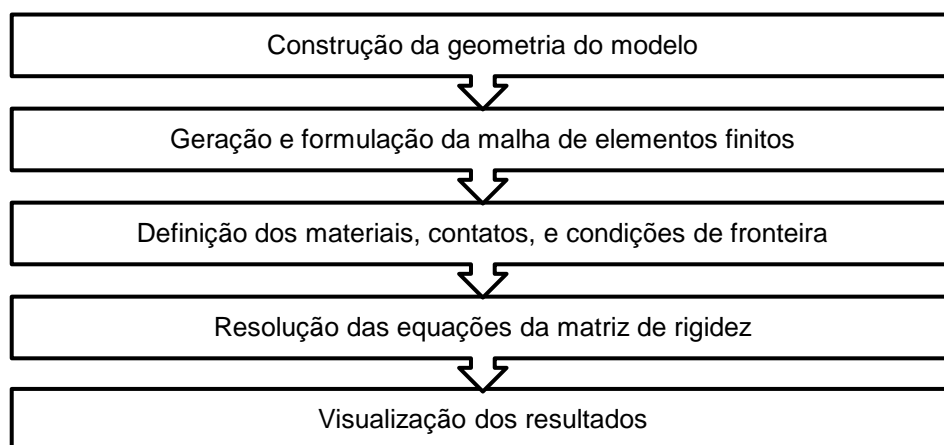
# Capítulo 5

## MODELOS NUMÉRICOS

### 5.1| Introdução ao Método dos Elementos Finitos

O método dos elementos finitos (MEF) é um poderoso método matemático de análise e resolução, aproximada, de problemas científicos e de engenharia. Este método é utilizado na procura de soluções de problemas complexos de diversas áreas, para os quais não se conhece uma solução exata que possa ser expressa de forma analítica. Como tal, o MEF é um método numérico, e não um método analítico. As abordagens numéricas (isto é, aproximadas) a problemas de engenharia são necessárias, e muitas vezes as únicas possíveis, pois, na maioria das situações, os métodos analíticos não conseguem dar resposta satisfatória à resolução de problemas reais complexos [130]. De um modo geral, esta técnica subdivide um problema complexo em inúmeros problemas menores e mais simples, designados por elementos finitos, cujas soluções são passíveis de serem obtidas. Da combinação das soluções desses subproblemas, resulta uma solução aproximada do problema global. A organização dos elementos finitos, de modo a construírem o modelo, constitui a chamada "malha de elementos finitos", e o processo de criação de malha, elementos, dos seus nós, e definição das condições de fronteira, designa-se por "discretização" do modelo [131].

Na **Fig. 5.1-1** apresentam-se, de forma sucinta, as principais etapas a ter em conta na geração de um modelo de elementos finitos, para análise estrutural [132].



**Fig. 5.1-1|** Principais etapas na geração de um modelo biomecânico de elementos finitos, para análise estrutura (adaptado de Completo et al. (2011)) [132].

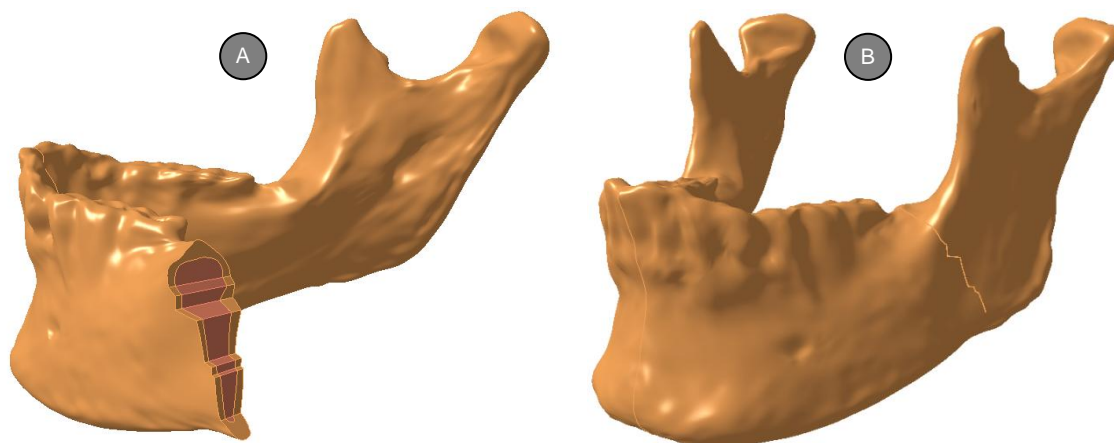
A aplicação do MEF exige assim, muitas vezes, a disponibilidade de meios computacionais significativos, dependendo do tipo e da complexidade das análises a executar [130]. No entanto, devido ao desenvolvimento tecnológico dos últimos anos, hoje em dia já é possível realizar análises de elementos finitos usando um simples computador pessoal [131].

Atualmente, este método é comumente utilizado na área da biomecânica, visto que possibilita a redução do uso da experimentação animal (*in vivo*), sempre controversa e dispendiosa. Contribui significativamente na área da investigação, já que permite avaliar o comportamento mecânico de tecidos biológicos (ossos, músculos, cartilagens articulares, etc.) e relacioná-lo com processos biológicos. Estas faculdades possibilitam testar e otimizar o desempenho, a curto e longo prazo, de dispositivos ortopédicos, o que torna esta ferramenta bastante útil e, por ventura, indispensável. Contudo, o grau de exatidão e precisão dos resultados calculados é função do tipo de elemento utilizado e do nível de refinamento da malha. Perante estruturas geometricamente complexas ou em zonas de interesse pontuais, é crucial que se aplique um tamanho de malha tal que se consiga discretizar, de forma adequada e suficiente, a geometria em análise. É esse grau de detalhe das características a investigar que definirá a complexidade do modelo. Em teoria, à medida que o número de elementos e o número de graus de liberdade (DOF) aumentam, os resultados calculados convergem para uma solução mais correta. O oposto também se verifica, já que a utilização de uma malha grosseira poderá levar à obtenção de erros, também eles, grosseiros [132].

## 5.2| Modelos CAD

Como proposto no presente trabalho, o estudo do comportamento da técnica de microfixação, empregue na área da cirurgia maxilofacial, requer a presença de dois agentes: uma fratura e um dispositivo fixador.

De modo a avaliar isso mesmo, as variáveis de estudo iniciais a considerar serão, então, em função destes. A primeira variável de estudo será o tipo de fratura, e o modo como esta contribui no comportamento do implante. Partindo-se, então, de uma mandíbula CAD, intacta, pertencente a um paciente com 45 anos de idade, e cuja geometria foi obtida a partir de imagens adquiridas por tomografia axial computadorizada (TAC), e cuja construção foi feita com recurso ao *software* ScanIP e posteriormente validada [133], estudar-se-ão dois tipos de fraturas, simples e isoladas, do ângulo esquerdo mandibular: uma fratura total (**Fig. 5.2-1A**); e uma fratura parcial, idêntica à anterior, em que o bordo inferior se manterá intato (**Fig. 5.2-1B**).



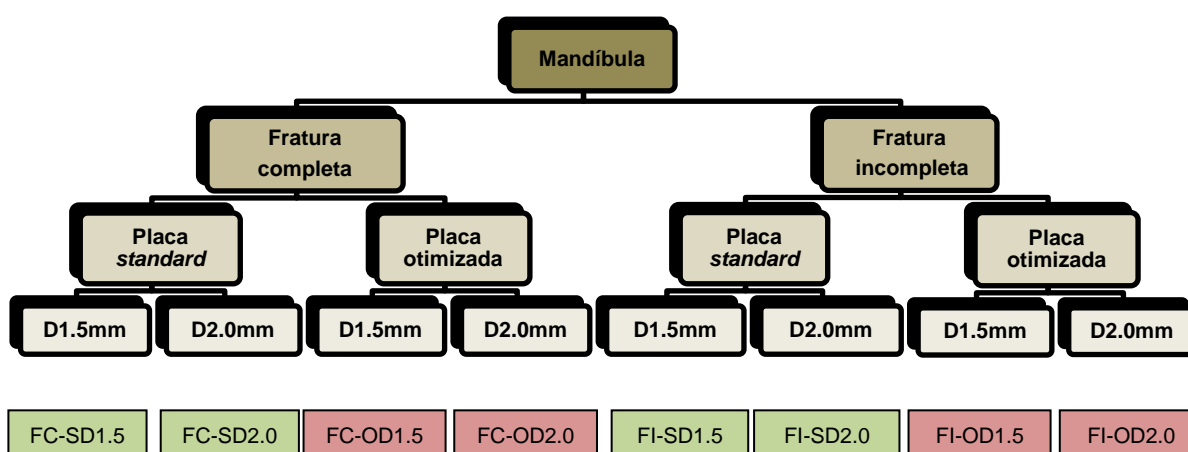
**Fig. 5.2-1** | Tipos de fratura estudadas. **(A)** Fratura completa, onde é apresentado apenas um dos fragmentos, sendo possível ver os dois tecidos ósseos, cortical e esponjo. **(B)** Fratura parcial, cujo padrão é idêntico ao da fratura anterior, não havendo, no entanto, o colapso total da mandíbula.

A segunda variável a estudar será o formato da placa. Inicialmente, e para ambos os casos de fratura, avaliar-se-á o comportamento biomecânico de dois tipos de placas de osteossíntese, em titânio, fixadas unicorticalmente ao osso por intermédio de parafusos do mesmo material. Uma das placas terá o formato *standard* de mercado, e a outra será uma placa otimizada, com 4 e 6 furos circulares e côncavos, respetivamente. A placa comercial *standard* foi modelada de acordo com a informação catalogada dos fabricantes (DePuy Synthes©) [134], possuindo um comprimento total de 29mm (**Fig. 5.2-2A1**). A placa otimizada (**Fig. 5.2-2B1**) foi modelada a partir do estudo realizado por Suer et al. (2014) [135], não havendo quaisquer informações relativamente às suas dimensões técnicas, pelo que estas foram arbitradas. O seu comprimento é de 32.8mm. Ambas as placas possuem uma espessura de 1.25mm, tendo sido "dobradas" por forma a se adaptarem à superfície óssea onde assentam. Os seus furos possuem um diâmetro ligeiramente superior ao diâmetro externo de rosca dos parafusos, de modo a possibilitarem um posicionamento angulado destes. Todo o trabalho computacional e de modelação foi realizado recorrendo ao *software* CATIA® V5.19.

Tal como referido anteriormente, a fixação dos implantes ao osso está a cargo de parafusos unicorticais, *self-tapping*, de 6mm de comprimento. Tendo em vista a avaliação do impacto dos parafusos na estabilização e consolidação da fratura, adicionou-se uma terceira variável ao estudo: o diâmetro dos parafusos. Como tal, cada placa será fixada com parafusos de 1.5mm e de 2.0mm de diâmetro externo. O estudo será então composto, numa fase inicial, por 8 modelos (**Fig. 5.3-3**).

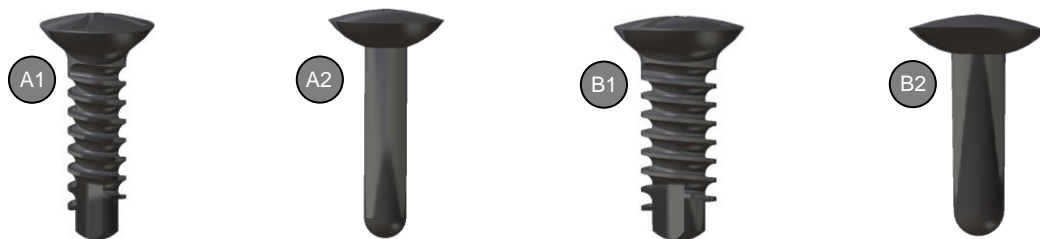


**Fig. 5.2-2|** Geometria das placas. (A1) Placa *standard* 2.0mm. (B1) Placa otimizada 2.0mm. (B1, B2) Placas usadas nas simulações, deformadas de modo a se adaptarem à superfície cortical, e às quais se removeram alguns dos filetes para fins de simplificação na computação.



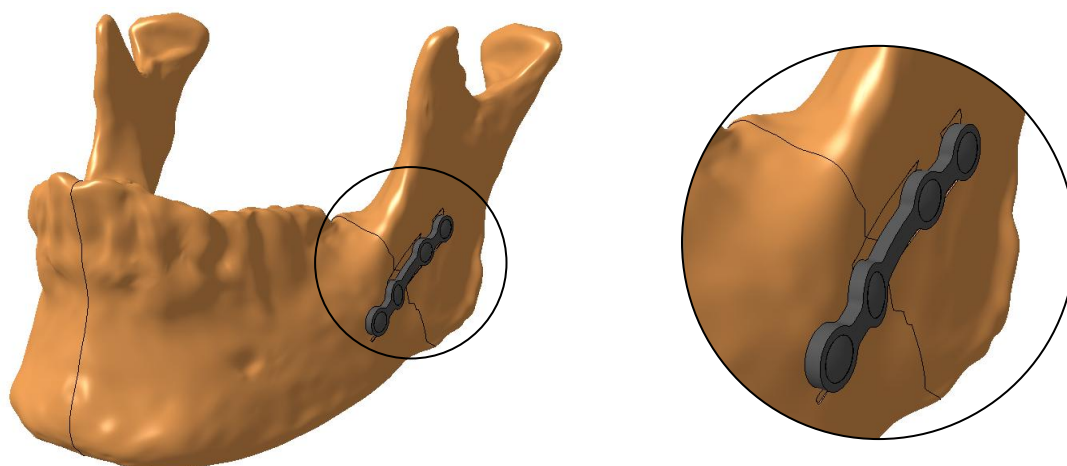
**Fig. 5.2-3|** Casos de estudo.

À semelhança das placas, também os parafusos foram modelados pelo autor (**Fig. 5.3-4**). No entanto, devido às reduzidas dimensões dos seus filetes de rosca (da ordem das décimas de milímetro), e de modo a eliminar a influência destes no osso, optou-se por substituí-los por parafusos cilíndricos, ou seja parafusos sem rosca, cujo diâmetro é igual ao diâmetro da alma do parafuso roscado, aos quais foram removidas, ainda, as ranhuras cruciformes das cabeças. Devido à índole comparativa do trabalho em questão, estas simplificações não afetam os *outcomes* pretendidos. Para além disso, permitem diminuir substancialmente a complexidade dos modelos, e consequentemente os seus tempos de computação.



**Fig. 5.2-4|** Parafusos. (A1, B1) Parafusos roscados 1.5mm e 2.0mm, respetivamente. (A2, B2) Parafusos cilíndricos usados nas simulações.

Na **Fig. 5.2-5** está ilustrado um dos modelos usados no estudo, representando a estabilização de uma fratura completa através da placa *standard* 2.0mm. A placa foi posicionada no aspeto lateral da mandíbula, e de modo a que o seu maior eixo fosse perpendicular à linha de fratura, tal como nos demais modelos criados. Tentou-se, ainda, que os furos internos fossem equidistantes a esta. De notar que foi realizada uma ligeira operação de remoção de material, na superfície cortical de assentamento da placa, tentando replicar o que acontece no bloco operatório. Deste modo, a área de contato entre a placa e o osso aumenta, havendo por sua vez mais fricção entre as superfícies. Esta característica, ao que tudo indica, contribui para a redução dos micro movimentos entre ambos [136]. Mobilidade excessiva do implante, ou fraca estabilidade, estimulam a formação de membranas fibrosas em torno do implante. Estas, por sua vez, provocam deslocamentos na interface *implante/osso*, inibindo, assim, a osteointegração e levando ao *loosening* e falha do implante [137].

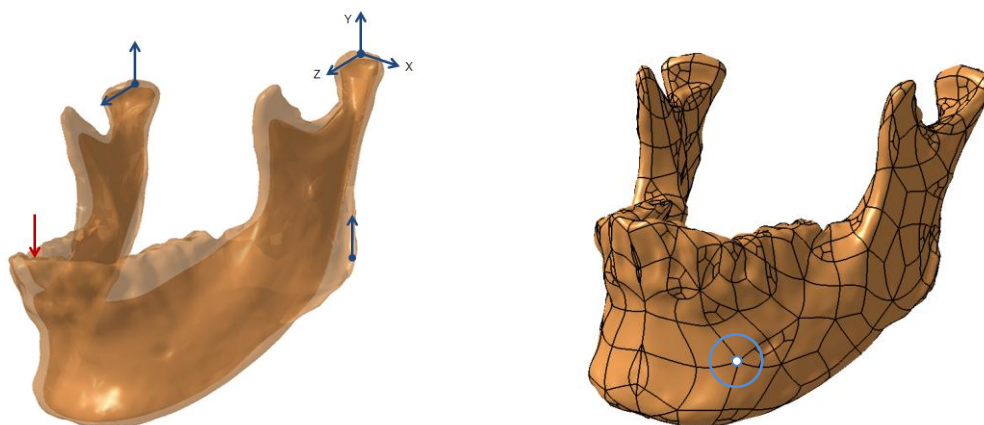


**Fig. 5.2-5|** Modelo referente à fratura completa fixada com a placa *standard* 2.0mm.

### 5.3| Estudo de convergência de malha

Como referido anteriormente, na construção de um modelo de elementos finitos, quanto mais refinada for a malha, isto é, quanto menor forem os elementos que a compõem, mais precisa será a solução obtida, já que a forma da malha se aproximará da forma do objeto. No entanto, um refinamento exaustivo resulta num modelo muito "pesado" e cujo tempo de cálculo ultrapassa os limites do razoável. Como tal, e de modo a equilibrar satisfatoriamente a precisão dos resultados com os recursos de computação, é boa prática realizar um estudo de convergência de malha.

O modelo usado (**Fig. 5.3-1**) é composto por duas geometrias ósseas intactas, representativas quer do osso esponjoso quer do osso cortical, às quais foram atribuídas as propriedades mecânicas de cada um, bem como uma condição de contato rígida entre ambos. Ao osso cortical, aplicou-se uma carga de 200N na zona dos incisivos [111] e, ainda, restrições translacionais nas regiões do côndilo e do ângulo, de ambos os lados da mandíbula, por forma a descrever o melhor possível o movimento anatómico de abertura e fecho da mesma. As propriedades mecânicas dos ossos e as condições de contato e de fronteira retratadas neste tópico, incorporam os modelos de estudo, sendo, por isso, explicadas mais à frente no subtópico 'Materiais e condições de fronteira'.

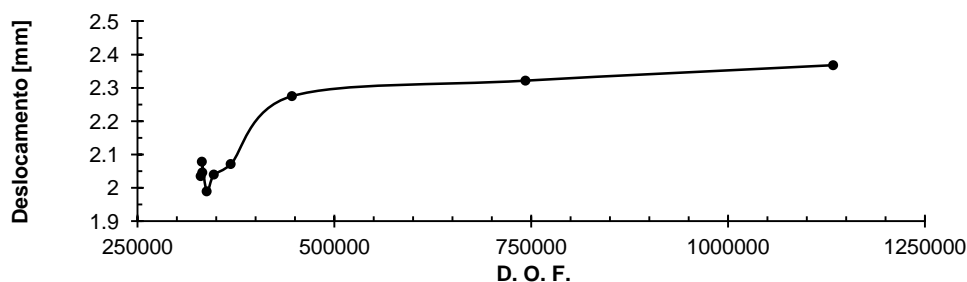


**Fig. 5.3-1|** Modelo CAD utilizado no estudo de convergência. As setas azuis indicam as restrições de movimento translacional, enquanto que a vermelha indica a direção e o local de incidência da carga usada. O ponto branco corresponde ao ponto de obtenção dos deslocamentos, para os vários modelos numéricos testados. Notar que existe uma restrição translacional no ângulo direito (ainda que não representada na imagem) semelhante à do esquerdo.

Criadas as condições de estudo, e antes de se iniciarem as análises estáticas, geraram-se, automaticamente, diversas malhas tridimensionais de elementos tetraédricos lineares de 4 nós e 3 DOF por nó. Cada malha tridimensional foi criada a partir de malhas de superfície de elementos triangulares, partindo de um tamanho máximo de elemento de 5mm e diminuindo de 0.5 em 0.5mm o tamanho destes, até se atingir uma convergência



de deslocamentos no mesmo nó. Foram adicionados parâmetros de malha relativos, fundamentais em zonas de geometrias complexas. No entanto, estes mantiveram-se constantes em todas as malhas. De notar que o modelo usado no estudo de convergência de malha não agrega os dispositivos implantáveis, uma vez que é na mandíbula, mais concretamente no osso cortical, que se obterão os dados mais relevantes do estudo. Além disso, a dimensão e irregularidade elevadas da geometria da mandíbula obriga a um cuidado extra na geração da malha adequada a esta. Da extrapolação dos valores de deslocamento adquiridos, para os vários tamanhos de malha, resultou o gráfico presente na **Fig. 5.3-2**.



**Fig. 5.3-2** | Convergência de malha para modelo da mandíbula.

O gráfico revela uma convergência do modelo a partir dos 446000 DOF, que corresponde a um tamanho máximo de malha de 1.5mm por lado. O valor máximo de malha obtido encontra-se em concordância com aquele verificado num estudo realizado por Relvas et al. (2011) [138].

#### 5.4 | Materiais e condições de fronteira

Assim como em qualquer análise teórica, existem algumas suposições que têm de ser feitas para tornar o modelo possível de resolver. Deste modo, e tal como na grande maioria dos estudos numéricos da especialidade, assumiu-se que as propriedades dos materiais seriam as mesmas em todas as direções e que não exibiriam nenhuma característica de *tensão-deformação* não-linear ou de plasticidade. Por outras palavras, os materiais foram tidos como isotrópicos, homogêneos, e linearmente elásticos, cujos comportamentos são caracterizados por duas constantes próprias de cada um, e independentes do estado de deformação: Módulo de Young (E) e Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) [40, 131, 132, 139]. Como dito antes, no caso da mandíbula consideraram-se dois tipos de geometrias: osso esponjoso e osso cortical. Um vez que estudos anteriores concluíram que os dentes têm uma influência marginal na biomecânica da mandíbula [136, 140], estes foram simulados como osso cortical. Nas **Tabela 5.4-1** e **Tabela 5.4-2**

apresentam-se as propriedades de cada material e alguns valores de referência, respetivamente.

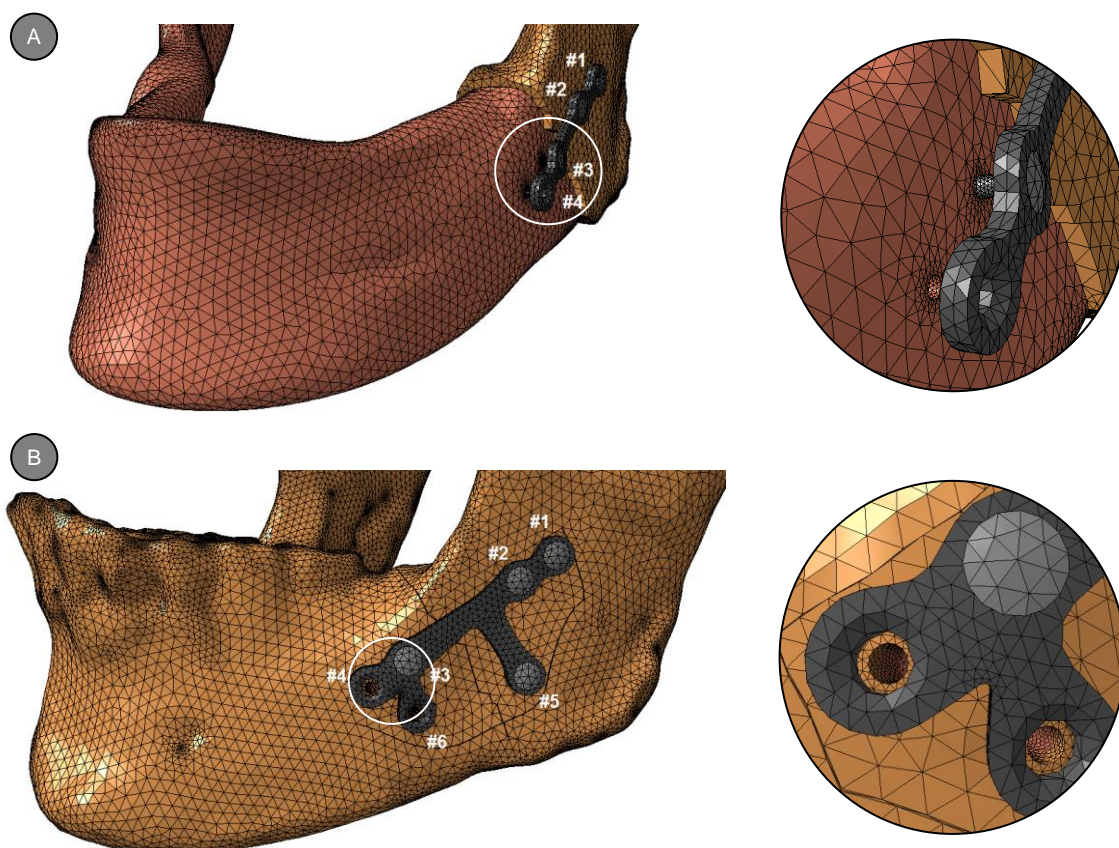
**Tabela 5.4-1** | Propriedades mecânicas dos materiais [141, 142].

Componente	Material	Módulo de Young [GPa]	Coef. de Poisson
Mandíbula	Osso cortical	14.7	0.28
	Osso esponjoso	0.4	0.30
Parafusos	Titânio	114	0.34
Placas	Titânio	114	0.34

**Tabela 5.4-2** | Propriedades de resistência dos materiais. Valores médios da tensão de cedência ( $\sigma_y$ ), tensão de rotura ( $\sigma_u$ ), deformação à rotura ( $\epsilon_u$ ) e tensão limite de fadiga a  $10^7$  ciclos ( $\sigma_f$ ) para o osso cortical, osso esponjoso, e titânio [132].

Material	$\sigma_y$ [MPa]	$\sigma_u$ [MPa]	$\epsilon_u$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\sigma_f$ [MPa]
Osso esponjoso	< 25	$\approx 30$	$\approx 250000$	-
Osso cortical	90	130 (à tração)	10000-30000	10-34
		190 (à compressão)		
Liga de titânio (Ti-6Al-4V)	860	930	100000-150000	480-590 (recozido) 400 (fundido)

Definidos os materiais e as suas propriedades, procedeu-se à geração da malha de elementos finitos dos vários componentes que compõem cada modelo, através do gerador automático avançado. Como referido, usaram-se malhas tridimensionais de elementos tetraédricos lineares. O tamanho de malha global usado, tanto nos parafusos como nos tecidos ósseos, foi de 1.5mm, com um *relative sag* (rácio entre a distância da geometria à aresta local da malha e o comprimento dessa mesma aresta) de 0.05. Na placa usou-se um tamanho global de malha menor, no valor de 0.8mm, e um *relative sag* de 0.1. Parâmetros como os ângulos entre as normais de duas faces vizinhas e entre duas tangentes num contorno, e como a otimização posicional de nós em zonas justas, foram adicionados de modo a melhorar a qualidade dos elementos e da malha. Na **Fig. 5.4-1** é possível ver parte dos modelos.



**Fig. 5.4-1** | Malhas geradas de dois dos modelos. (A) Modelo *FC-SD1.5*. (B) Modelo *FI-OD2.0*.

Atribuíram-se, depois, as condições de contato entre os componentes (**Tabela 5.4-3**). Um vez que o osso esponjoso e o osso cortical atuam como um corpo só, atribuiu-se-lhes uma ligação rígida. O mesmo foi conferido à interação entre o osso e a alma dos parafusos, considerando uma situação temporal em que os parafusos se encontram osteointegrados no osso. Quanto às interações *parafuso-placa*, *placa-cortical*, e entre os fragmentos, considerou-se haver contato com atrito [136, 141, 143].

**Fig. 5.4.3** | Condições de contato entre componentes.

Interação	Ligação	Coef. de atrito ( $\mu$ )
<i>cortical-esponjoso</i>	Rígida	-
<i>placa-cortical</i>	c/ Atrito	0.3
<i>parafuso-placa</i>	c/ Atrito	0.1
<i>parafuso-cortical</i>	Rígida	-
<i>parafuso-esponjoso</i>	Rígida	-
<i>fragmentos</i>	c/ Atrito	0.46

Após se definirem as propriedades dos materiais e as relações de contato entre os vários componentes, é necessário definir as condições de fronteira da presente estrutura, ou seja, as restrições de movimento e as forças exteriores. Uma vez que não se

consideraram as ações musculares, aplicou-se um ponto de apoio em cada ângulo mandibular, permitindo movimentos translacionais segundo todas as direções, exceto segundo a direção vertical (Y). Já nos côndilos, não é permitido movimentos de translação em nenhuma direção, no côndilo esquerdo, sendo este um ponto de contato fixo, enquanto que no direito a translação é bloqueada apenas segundo as direções dos eixos longitudinal (Y) e ântero-posterior (Z). Estas considerações permitem retratar o movimento anatómico da mandíbula, apenas de abertura e fecho diga-se, e são semelhantes às tidas por Mesnard et al. (2011) [144].

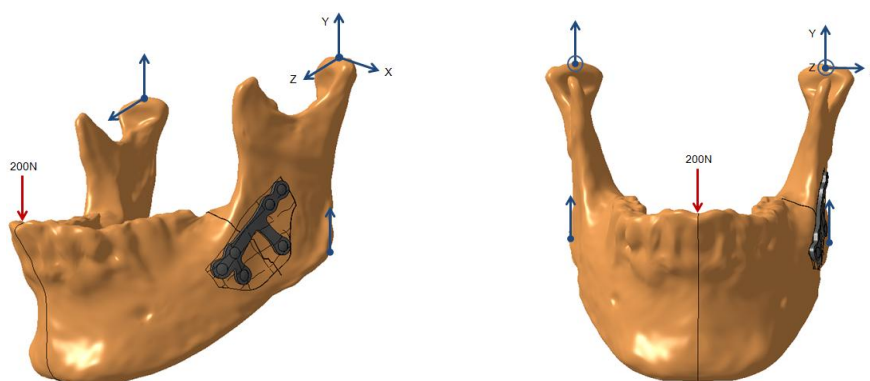
A força externa aplicada, corresponde a uma força de mordida a atuar na região dos dentes incisivos, importante para que se avalie o comportamento de cada método perante a ação de cargas funcionais. Gerlach et al. (2002) analisaram os valores médios de força de mordida, após o tratamento de fraturas isoladas do ângulo mandibular com miniplaca de osteossíntese, nos dentes incisivos e molares (**Tabela 5.4-4**). A força de mordida média do grupo de controlo é de  $185.3N \pm 81.3N$ , para os incisivos,  $250.7N \pm 75.9N$ , para os molares do lado esquerdo, e  $211.9N \pm 109.3N$ , para os molares do lado direito. Na **Tabela 5.4-4** são indicados, também, os valores médios para os molares do lado da fratura e do lado não fraturado. Segundo os autores, estudos pós-tratamento de fraturas mandibulares, através de modalidades semelhantes, confirmam a presunção de que as forças de mordida são subnormais para o tempo expetável de cicatrização da fratura, entre 4 a 6 semanas após o trauma. O retorno aos valores normais não acontece antes dos 3 meses após a intervenção cirúrgica [145]. A redução significativa das forças de mordida após o tratamento poderá ser explicada pelo trauma e pelo dano cirúrgico causado ao músculo masseter ou pelo mecanismo de proteção neuromuscular do sistema mastigatório quando, após a fratura óssea, os músculos realizam esforços adicionais e intensos de modo a suportarem as forças do osso danificado [146]. Para além disso, a disposição para morder forte, por parte do paciente, é também um fator relevante, estando relacionado tanto com o aspeto mental como com o conforto na dentição. Assim sendo, alguns pacientes, especialmente nas primeiras semanas pós-operatórias, tem medo de usar os seus maxilares vigorosamente. De notar ainda que o decréscimo nas forças de mordida, verificado entre a 4ª e a 6ª semanas, poderá ser devido à regeneração do nervo alveolar inferior e à renovação nervosa do periósteo, que leva ao retorno de sensações de dor [145].

**Tabela 5.4-4** | Valores médios de força de mordida registada em 22 pacientes, após o tratamento de fraturas isoladas do ângulo da mandíbula com placa de osteossíntese através do método de Champy [145].

Semana pós-operatória	Incisivos	Molares esquerdos	Molares direitos	Molares lado fraturado	Molares lado intato
1	41.85N	69.91N	111.73N	72.37N	125.84N
2	55.25N	95.02N	116.31N	94.52N	124.12N
3	44N	92.39N	110.80N	92.13N	111.06N
4	99.55N	174.67N	170.43N	192.10N	197.83N
5	42.92N	59.04N	78.44N	55.90N	62.56N
6	76.50N	130.43N	164.68N	130.43N	164.68N

Contudo, no presente estudo, e tal como naquele realizado por Pituru et al. 2016, foi usada uma carga, constante e estática, de 200N. Apesar de se registarem maiores cargas mastigatórias nos dentes molares, é na zona dos incisivos que a distância entre a miniplaca e a zona de aplicação da carga é máxima, o que implica a existência de momentos de flexão e torsão também eles máximos na região da fratura. Uma vez que uma boa parte dessa carga é transferida pela linha de fratura, o osso aí próximo estará sujeito a níveis altamente elevados de esforços mecânicos [111]. Na **Fig. 5.4-2** é possível ver, no modelo relativo à redução de uma fratura parcial, utilizando a placa otimizada 1.5mm, as condições de fronteira usadas.

Iniciaram-se, então, as análises estáticas dos vários modelos, segundo o método de Gauss R6, que corresponde a um método rápido, recomendado pelos criadores do *software* para computações extensas.



**Fig. 5.4-2** | Condições de fronteira usadas nos estudos.

Na **Tabela 5.4-5** apresentam-se os vários modelos e seus respectivos números de elementos de malha.

**Tabela 2.4-5** | Número de elementos e graus de liberdade de cada modelo.

Modelo	Placa	Tipo de fratura	Diâmetro do parafuso [mm]	Número de elementos
#1	Standard	Completa	1.5	780310
#2			2.0	768180
#3	Otimizada		1.5	826829
#4			2.0	809837
#5	Standard	Incompleta	1.5	788474
#6			2.0	778502
#7	Otimizada		1.5	742075
#8			2.0	728254

# Capítulo 6

## RESULTADOS

Concluídas as simulações, é chegada a altura de analisar os dados recolhidos.

Como é sabido, as análises realizadas visam o estudo do comportamento da técnica de microfixação, através do sistema *placa/parafuso*, na estabilização e redução de uma fratura isolada do ângulo esquerdo da mandíbula. Como tal, importa avaliar o modo como se comportam tanto os dispositivos implantáveis como o osso, mediante a aplicação de uma carga, uma vez que o sucesso da fixação depende da integridade mecânica e da estabilidade do sistema fixador, bem como do comportamento ósseo, tanto "nos" como "entre" fragmentos.

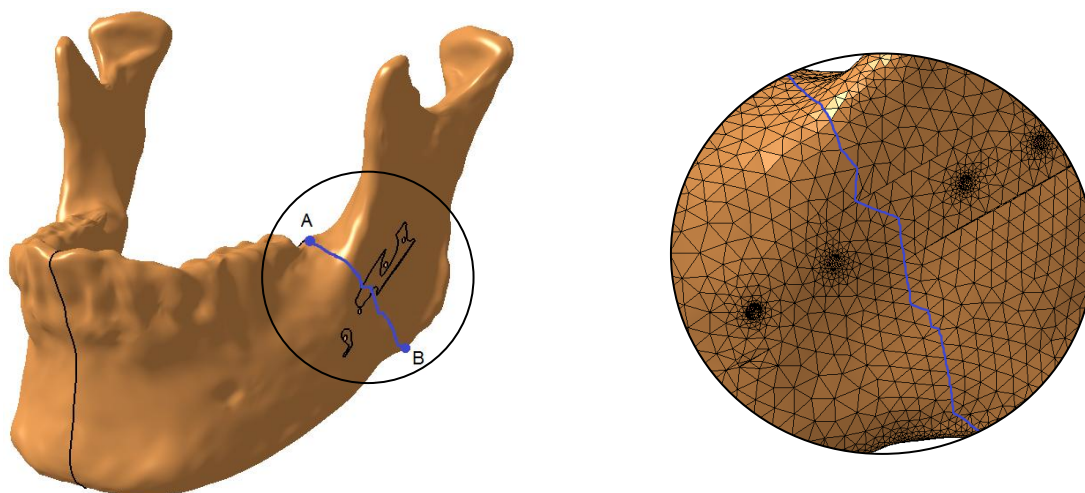
Serão, assim, avaliadas as distribuições de tensão nos componentes metálicos. Deste modo, é possível garantir se há, ou não, risco de rotura do implante. Uma vez que o principal objetivo da microfixação é proporcionar as condições necessárias e suficientes para que ocorra a correta cicatrização da fratura, é crucial aferir sobre os micro movimentos nesta, isto é, os movimentos relativos entre os dois fragmentos ósseos. De igual modo, interessa, também, analisar os movimentos relativos entre a placa e o osso, de tal forma que se possa averiguar qual dos sistemas fornece o maior grau de estabilidade. Essa mesma estabilidade é igualmente dependente da resposta óssea à ação do dispositivo. Como tal, serão avaliadas as tensões e deformações, em torno dos furos, no osso, mas também ao longo da hemimandíbula fraturada.

### 6.1| Comportamento da zona de fratura

Com vista a analisar os micro movimentos na fratura, e o impacto que o trinómio *placa/parafuso/osso* representa para esta, estudaram-se os deslocamentos relativos de ambos os fragmentos, para cada modelo. Os valores obtidos foram adquiridos do lado de aplicação das placas, desde a extremidade superior da fratura (A) até à inferior (B) (**Fig. 6.1-1**), e encontram-se representados no gráfico da **Fig. 6.1-2**.

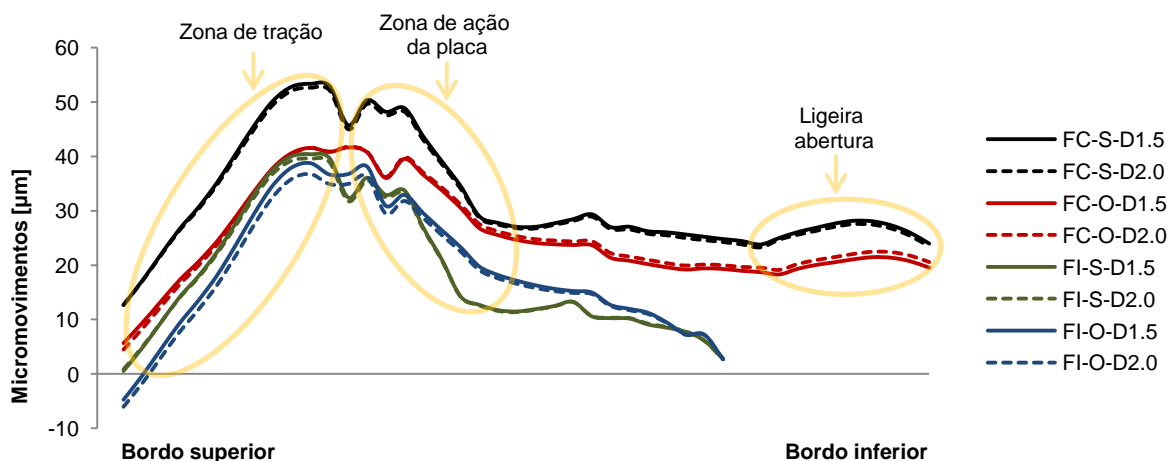
De acordo com Søballe (1993), a correta redução de fraturas, através de cicatrização primária, só é possível se os deslocamentos entre as superfícies dos fragmentos não

excederem os 150 $\mu$ m [147]. Valores superiores a este indicam falta de estabilidade, potencialmente conduzindo à má ou não união, má oclusão, ou infecção [148].



**Fig. 6.1-1|** Limiar de obtenção da norma dos deslocamentos associados a cada fragmento, exemplificado através do caso de fratura total.

Assim sendo, facilmente se constata que os vários sistemas de fixação estudados dão indícios de favorecerem a cicatrização óssea primária, apresentando valores de pico inferiores ao valor limite de mobilidade. Os micro movimentos positivos significam que o fragmento distal (do corpo da mandíbula) se desloca mais que o proximal (do côndilo).



**Fig. 6.1-2|** Micro movimentos registados na fratura, medidos desde o pico superior da fratura até ao inferior.

Verifica-se, e apesar de não haverem diferenças significativas, que os sistemas 2.0mm proporcionam maior estabilidade dos fragmentos, excetuando para o caso da fratura completa fixada com placa otimizada. Em virtude do estado parcial de fratura, seria de



esperar que os casos de fixação de fraturas incompletas apresentassem maior solidez relativamente aos de fixação de fraturas totais, o que se veio a verificar. No entanto, o comportamento da placa otimizada, a este nível, parece não ser fortemente influenciado pelo tipo de fratura, apresentando até semelhanças na região do bordo superior da mandíbula. Comparativamente com a placa *standard*, a estabilidade imposta pela placa otimizada, na redução completa, é consideravelmente superior, contribuindo para uma diminuição dos micro movimentos, na zona de tração, da ordem dos 22%. Verifica, ainda, o dito deslocamento dos fragmentos na região do bordo inferior da mandíbula, tal como relatado na literatura da especialidade, sendo este mais moderado para os casos da placa otimizada. De salientar, também, o melhor contributo estabilizador da placa convencional em relação à placa otimizada, no tratamento de fraturas parciais, sendo que a segunda apenas provoca menor tração na zona alveolar.

## 6.2| Comportamento dos componentes metálicos

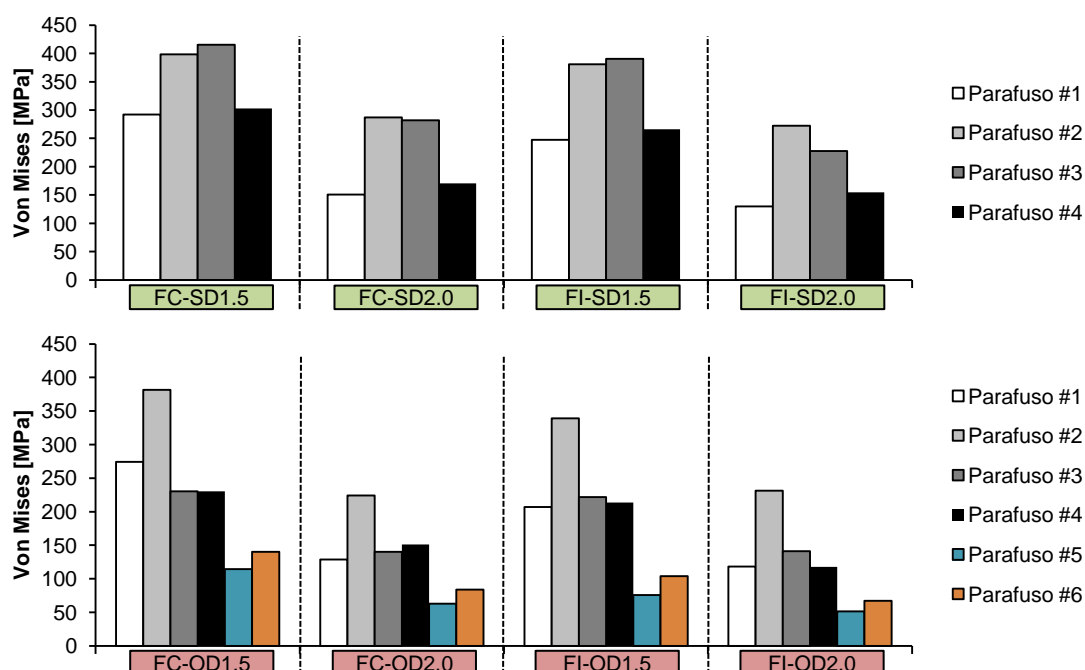
Tanto as placas como os parafusos são em titânio. O titânio, como material elasto-plástico e dúctil que é, tem nas tensões de corte as principais responsáveis pela sua cedência [149]. Assim sendo, e uma vez considerado o titânio como um material isotrópico, a avaliação das distribuições de tensão nas placas e nos parafusos será feita através do Critério de Von Mises (também conhecido como Critério da Energia de Distorção Máxima), visto que os resultados fornecidos por este são os que mais se aproximam dos observados experimentalmente. Este critério é por isso considerado o critério *standard* para a verificação de segurança em materiais dúcteis [139].

Com o objetivo de observar a integridade e estabilidade dos implantes, optou-se por avaliar, também, os micro movimentos na interface *placa/osso*.

### 6.2.1| Parafusos e placas

No gráfico da **Figura 6.2.1-1** apresentam-se os valores de pico das tensões de Von Mises nos vários parafusos, para as placas *standard* e otimizada. Comumente a todos os modelos, são os parafusos internos, isto é, aqueles próximos da região fraturada, que realizam os maiores esforços. Este facto é mais evidente na utilização da placa *standard*. Para aos modelos desta placa, verifica-se que, aumentando o diâmetro dos parafusos, se reduzem os esforços nestes em cerca de 50%, para os parafusos das extremidades (#1 e #4), e em cerca de 30%, para os centrais (#2 e #3), independentemente do tipo de fratura. De notar que, na placa convencional, perante a utilização de parafusos de diâmetro igual a 1.5mm, é o parafuso interno fixado no segmento distal que fica sujeito a

maior esforço, notando-se, por ventura, uma maior influência da carga incidente, comparativamente com o parafuso 2.0mm.

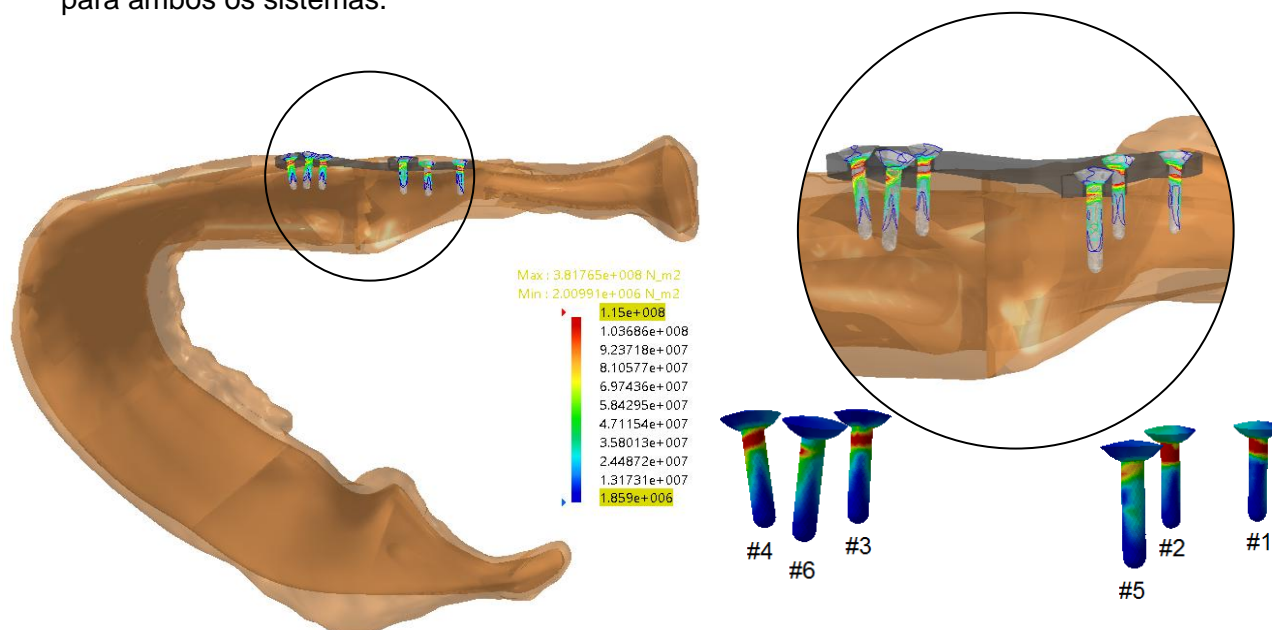


**Fig. 6.2.1-1|** Valores de pico da tensão de Von Mises nos parafusos (com diâmetros de 1.5mm e 2.0mm): fratura completa vs. fratura parcial. **(Em cima)** Dados relativos às placas *standard*. **(Em baixo)** Valores referentes à fixação com as placas otimizadas.

Nos casos em que a fixação da fratura é realizada através da placa otimizada, facilmente se apura que é o parafuso #2 que realiza maior trabalho, não havendo também diferenças notáveis nos esforços dos parafusos, perante diâmetros iguais, na fixação de fratura distintas (3.5%-26% para o sistema 1.5mm, e 0%-22% nos sistemas 2.0mm). De notar ainda um aumento das tensões de pico nos parafusos #2 e #3 da placa otimizada 2.0mm, na fixação da fratura parcial relativamente à total. Já para o mesmo tipo de fratura, e aumentado o diâmetro dos parafusos, verifica-se uma redução nos esforços destes situada entre 34%-53%, para a fratura total, e 32%-45%, para a fratura parcial.

As zonas de maiores concentrações de tensões, nos parafusos, situam-se nas proximidades da união do corpo com a cabeça (**Fig. 6.2.1-2**), que corresponde à zona de contato com o osso cortical e, eventualmente, com a placa. Comparando os dois tipos de fratura, fixadas com placas distintas mas parafusos iguais, comprova-se haver uma quebra nas tensões de pico, no caso da fratura completa, da ordem dos 22%, entre a estabilização com placa otimizada 2.0mm e a estabilização com placa *standard*. A redução média da tensão verificada nos parafusos #1, #2, #3 e #4 de ambas as placas é de 25%. Usando os parafusos de menor diâmetro, a diminuição da tensão é de menor

ordem ( $\approx 8\%$ ), sendo a redução média de 20%. No caso da fratura incompleta, estes valores de pico diminuem em 15% e 13%, respectivamente, e os valores médios em 22% para ambos os sistemas.

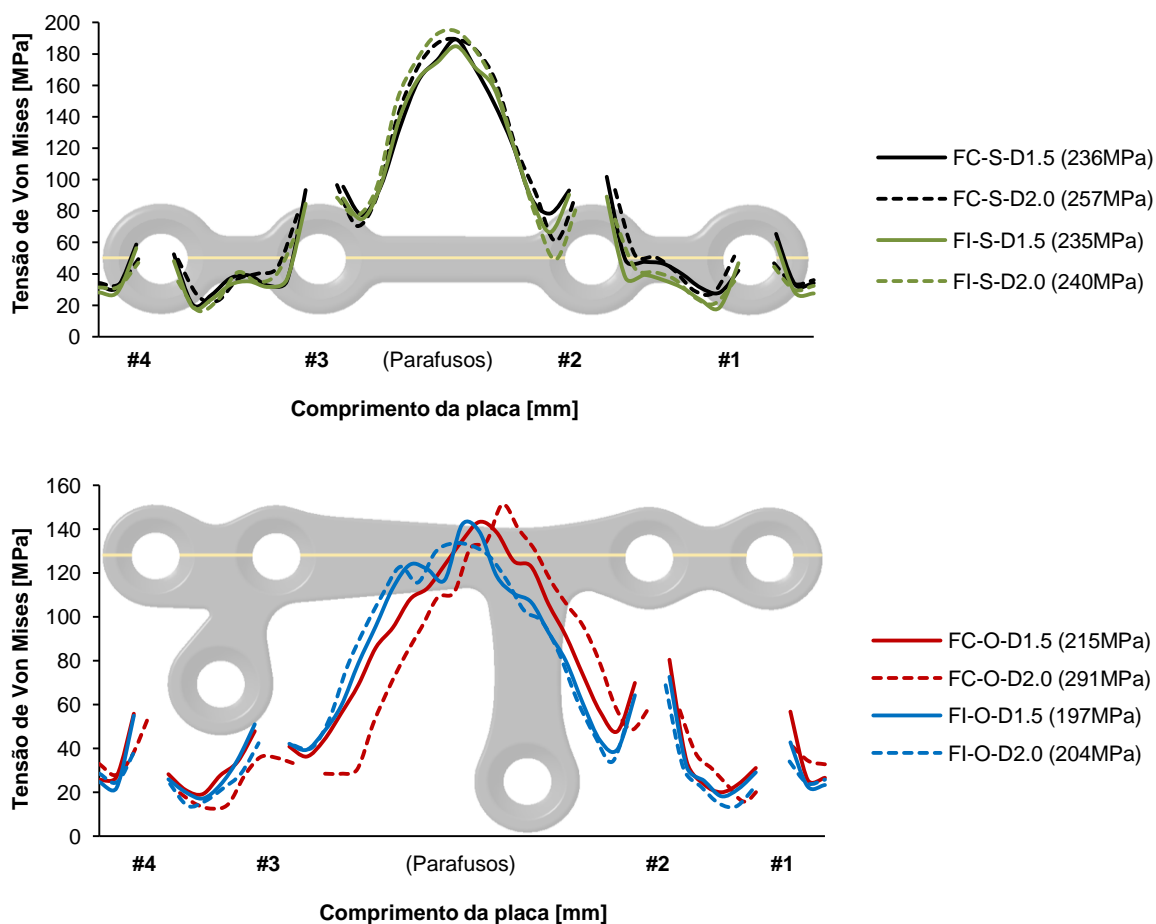


**Fig. 6.2.1-2** Zona de concentração de tensões nos parafusos, semelhante em todos os modelos, mas aqui ilustrada apenas através do modelo #3 (FC-OD1.5).

O uso da placa otimizada sujeita, então, os parafusos a menores tensões, como seria expectável, em função da presença de dois parafusos adicionais. No entanto, e tomando como referência o que se passa na distribuição de tensões nos parafusos, na placa *standard*, a influência do parafuso #5, nos parafusos #1 e #2, parece ser marginal, contrariamente ao que sucede com a ação do parafuso #6 nos parafusos #3 e #4. Ainda assim, estas elações necessitariam de um estudo suplementar corroborativo, onde se removeria, numa primeira fase, o parafuso #5 e, numa fase seguinte, apenas o parafuso #6, de modo a avaliar o efeito da remoção de cada um deles nos demais.

Globalmente, os valores de pico de tensão verificados não são críticos para os implantes, uma vez que se encontram bastante longe do limite de cedência do material. Contudo, nada se pode concluir quanto à rotura por fadiga, visto que não foram realizados estudos dinâmicos de modo a aferir o comportamento dos componentes quando sujeitos a cargas cíclicas.

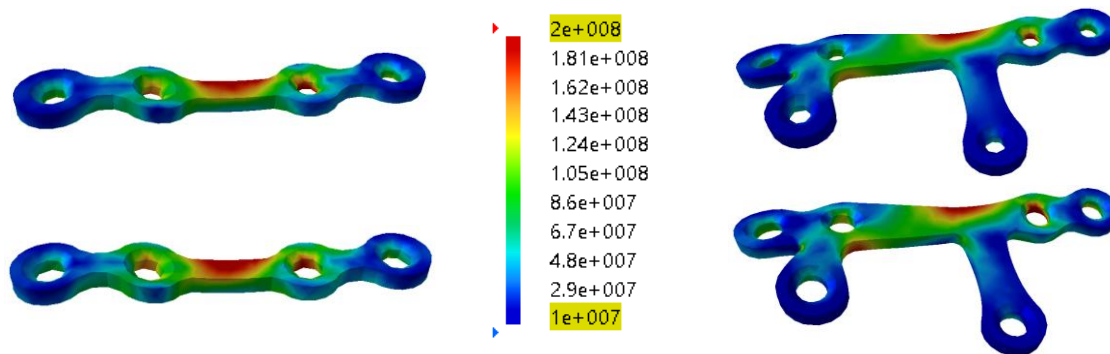
Em relação às placas de osteossíntese, nenhuma excedeu os 300MPa, que corresponde a aproximadamente 1/3 do valor limite de cedência do material, o que sugere não haver risco de fratura das placas. Os padrões de tensão, medidos ao longo do maior eixo de cada uma, encontram-se presentes nos gráficos da **Fig. 6.2.1-3**.



**Fig. 6.2.1-3** Valores da tensão de Von Mises nas placas, medidos na linha de controlo (linha amarela): fratura completa vs. fratura parcial. **(Em cima)** Dados relativos às placas *standard*. **(Em baixo)** Dados referentes às placas otimizadas. Os valores dentro de parêntesis correspondem aos valores máximos de tensão em toda a placa.

As tensões críticas, nas placas convencionais, situam-se na zona intermédia destas, coincidente com a linha de fratura. Já nas placas otimizadas, o foco de tensão aproxima-se da zona do parafuso #2, eventualmente devido à redução geométrica da placa nessa região (**Fig. 6.2.1-4**). A presença dos furos leva a que, naturalmente, se verifiquem zonas de concentrações de tensão nas imediações destes.

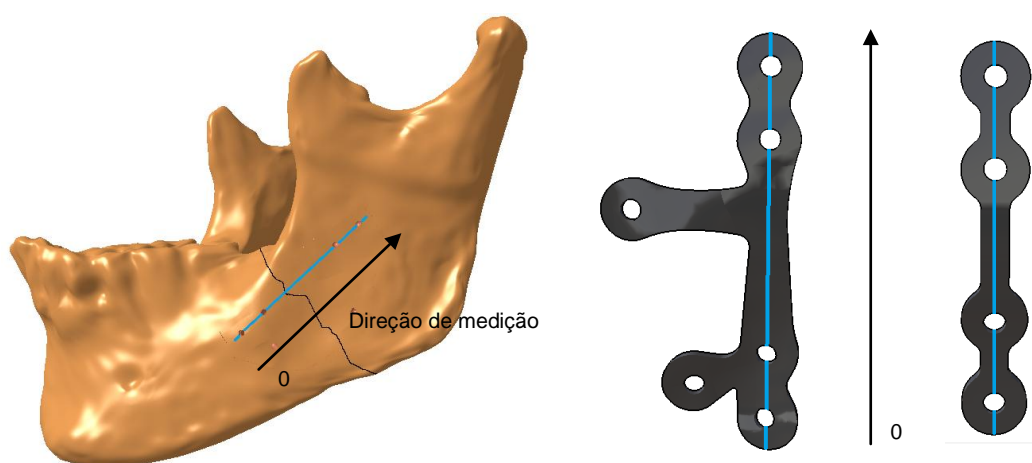
Constata-se, também, que a variação no diâmetro dos parafusos tem baixa influência nas cargas experimentadas pelas placas, e que os esforços verificados pelos parafusos são, globalmente, muito superiores aos das placas, o que comprova o papel fundamental que estes desempenham na fixação de fraturas com sistemas *placa/parafuso*.



**Fig. 6.2.1-4|** Gráfico de isovalores (máximo: 200MPa; mínimo: 10MPa) realçando as zonas de maiores esforços nas placas *standard* 1.5 e 2.0, para o caso de fratura parcial, e nas placas otimizadas 1.5 e 2.0, no caso de fratura total.

## 6.2.2| Micro movimentos na interface *placa/osso*

A análise dos micro movimentos entre a placa e os segmentos fraturados, permite-nos obter mais uma variável de estudo na estabilidade dos implantes. Refinou-se, então, a zona de medição dos deslocamentos (**Fig. 6.2.2-1**), de modo a que os nós das superfícies em questão fossem coincidentes.



**Fig. 6.2.2-1|** Condições de estudo dos micro movimentos entre as placas e o osso.

Os resultados obtidos (**Fig. 6.2.2-2**) revelam menor mobilidade dos implantes convencionais, na região da fratura. Esta situação poderá ser devida à menor resistência destas placas a esforços de flexão, em relação às otimizadas. Desse modo, haverá um maior acompanhamento movimentar, por assim dizer, da placa com o osso perante a deformação imposta pela carga. A influência do diâmetro dos parafusos é marginal. Ainda assim, os parafusos 2.0mm proporcionam, ligeiramente, melhor solidez à ligação *implante/osso*. Na utilização de placas otimizadas, não parece haver diferenças notáveis

na influência do tipo de fratura, ao contrário do que se verifica na utilização das placas convencionais. As regiões entre furos, nomeadamente #3-4 e #1-2, correspondem às zonas de maior estabilidade. A presença de micro movimentos negativos, sugere um maior deslocamento do osso do que da placa. Esse facto poderá estar relacionado com a melhor capacidade elástica da placa e com os níveis de deformação experimentados pelo osso. De igual modo, para os casos de fraturas completas, à medida que nos aproximamos da zona de fratura A-B, o grau de deslocamento ósseo sobrepõem-se ao da placa até se atingir o ponto de maior flexão do implante. Desde aí até ao furo #2, os movimentos relativos tendem a reduzir-se. No casos de fraturas parciais, a zona entre o furo #3 e a fratura é uniforme em virtude, possivelmente, da maior estabilidade dos fragmentos, proporcionada pela zona intacta.

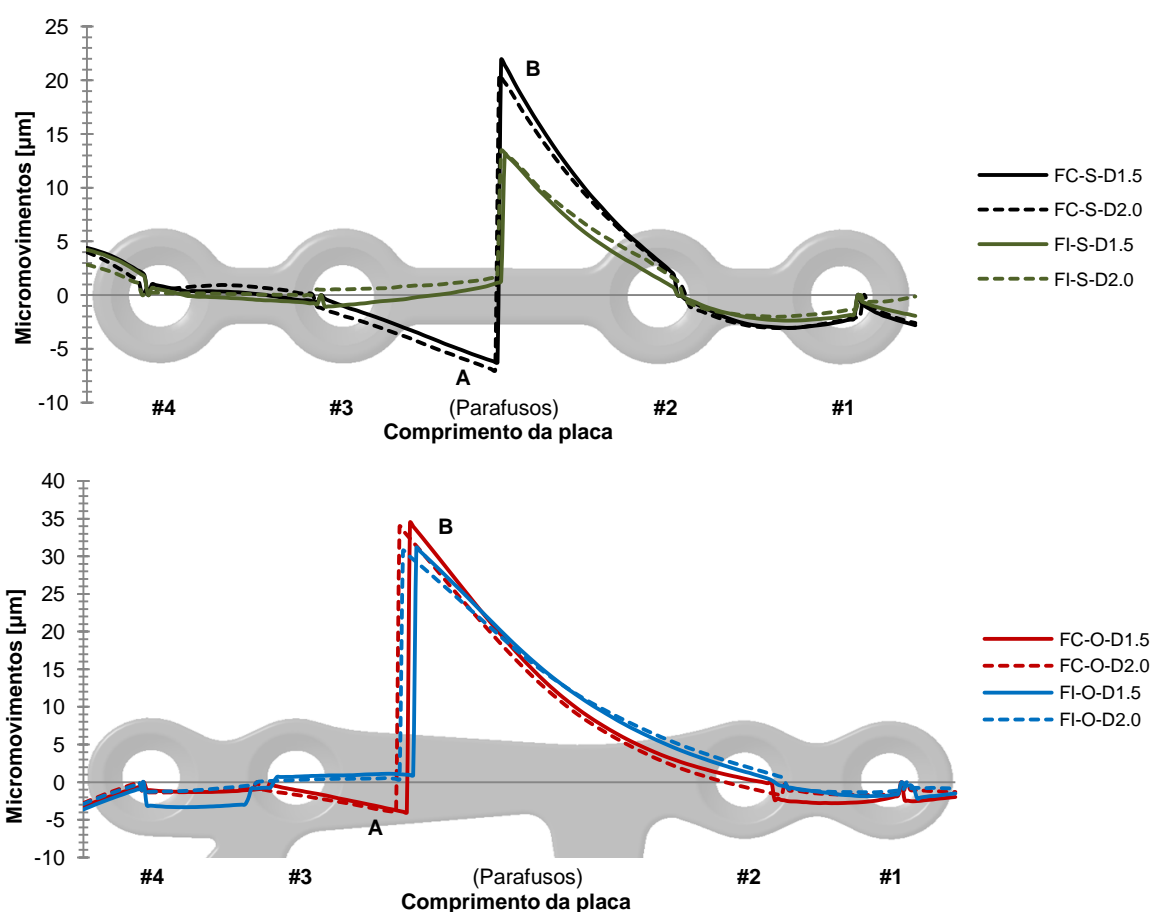


Fig. 6.2.2-2| Micro movimentos na interface osso/placa.

A osteointegração dos implantes é função da estabilidade mecânica primária, que implica uma fixação rígida entre o osso e o implante sem que hajam micro movimentos entre ambos. A presença de cargas externas levam, no entanto, a que ocorram micro movimentos na interface *implante/osso*. Contudo, dentro de certos limites, essas cargas estimulam a formação óssea. Quer isto dizer que um determinado grau de micro

movimentos é permitido, favorecendo até a osteointegração. Valores até 40µm são tidos como compatíveis com o crescimento ósseo, enquanto que valores iguais ou superiores a 150µm comprometem a integração biológica do implante, levando à instabilidade [137].

Os níveis de micro movimentos observados (inferiores a 40µm) estão, então, dentro dos valores ótimos de osteointegração. Todavia, implantes utilizados na fixação de fraturas, e que deverão ser removidos após a cicatrização estar completa, deverão prevenir ou minimizar a osteointegração [16].

### **6.3| Comportamento do osso**

O osso, nomeadamente o osso cortical, contrariamente aos componentes metálicos, é uma material quebradiço, isto é, não dúctil ou frágil [150]. Os materiais frágeis são caracterizados pelo facto de que a sua rotura ocorre sem nenhuma mudança previa notável na taxa de alongamento, ocorrendo ao longo de uma superfície perpendicular à carga. Isto sugere que as tensões normais são as principais responsáveis pela falha deste tipo de materiais [139, 149]. Posto isto, a rotura do osso será avaliada, também ela, seguindo o Critério de Mohr, uma vez mais em função da consideração de que o osso se comporta como um material isotrópico [139].

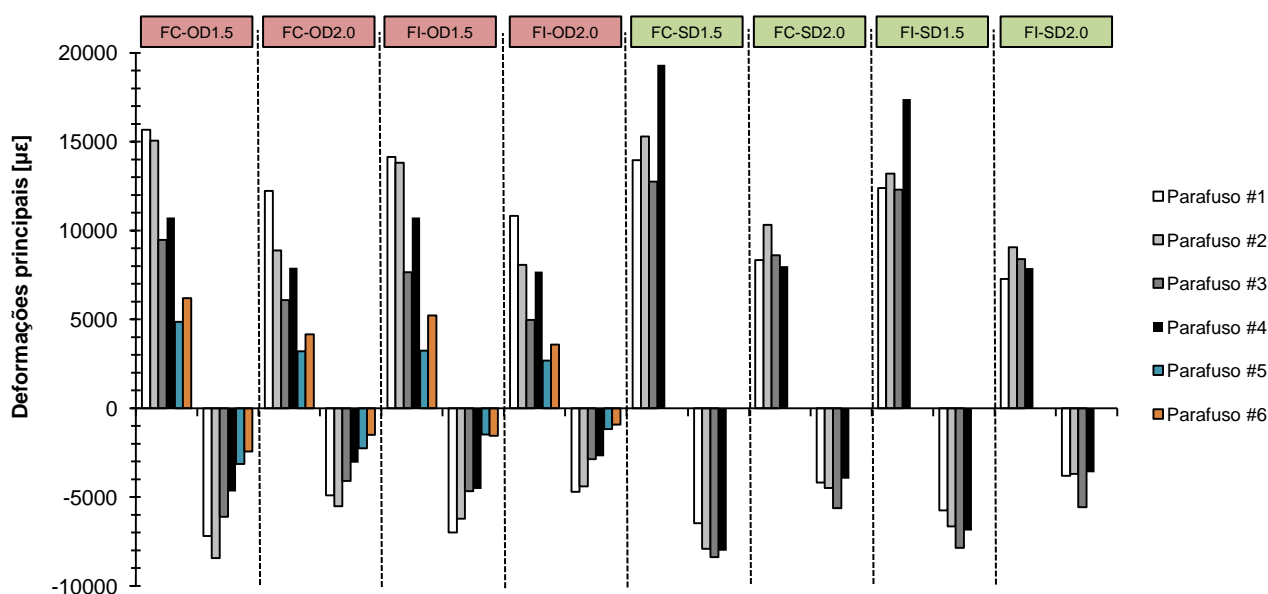
Devido às condições de isotropia, homogeneidade, e linearidade elástica, impostas ao comportamento do osso, as suas deformações são proporcionais às tensões [139]. Assim sendo, a análise das deformações principais é suficiente, permitindo que se avaliem os fenómenos físicos que ocorrem no osso e que estão correlacionados com os níveis de tensão nele instalados [132].

Uma vez que a fixação do implante é um fator crítico para o seu sucesso [151], essas deformações normais/principais, máximas (à tração) e mínimas (à compressão), verificadas no osso, serão estudadas em torno dos furos. Para além disso, analisar-se-á de que forma estas afetam a zona de fratura.

#### **6.3.1| Comportamento em torno dos furos**

Nas figuras seguintes são apresentados os histogramas relativos aos valores de pico das deformações principais, em cada furo, bem como os gráficos radiais, respetivos a cada modelo. Na obtenção destes dados, usou-se um referencial relativo, para cada furo, com a sua origem a ser coincidente com o centro deste, e o eixo vertical perpendicular ao eixo principal de cada placa.

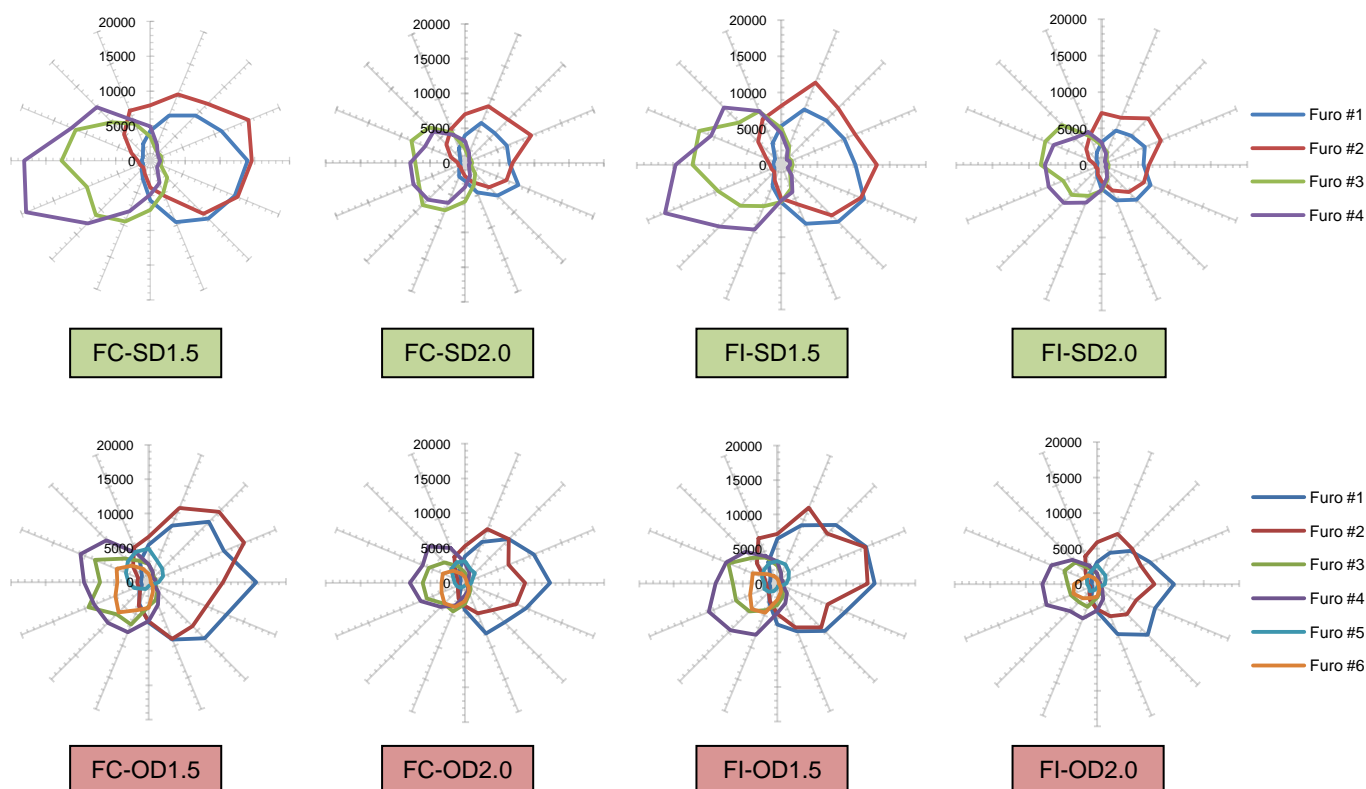
Da análise dos histogramas da **Fig. 6.3.1-1**, comprova-se a influência do diâmetro dos parafusos, no osso. Os sistemas 1.5mm são os mais críticos. Os resultados obtidos apontam para o *loosening* dos parafusos, já que se registam valores muito superiores a  $4000\mu\epsilon$  nos parafusos mais importantes da fixação (#1-4). Segundo a teoria mecanostática de Frost, valores de deformação a cima deste conduzem à falha por fadiga e, eventualmente, à rotura do osso [152]. Nas **Fig. 6.3.1-2** e **Fig. 6.3.1-3** encontram-se representados os padrões de tensão ao longo do perímetro dos furos ósseos.



**Fig. 6.3.1-1** Valores de pico, para as deformações máximas e mínimas, verificadas em torno dos furos, na superfície cortical.

À tração (**Fig. 6.3.1-2**), os parafusos #1 (em especial) e #2 são os principais responsáveis pela transferência de carga para o osso, nos casos das placas otimizadas, enquanto que nos sistemas de placa *standard* esse trabalho está a cargo dos parafusos #2, para o sistema 2.0mm, e #4, para o sistema 1.5mm. Para os parafusos situados no fragmento proximal (#1 e #2), a carga é distribuída pelo lado posterior destes. Já nos parafusos #3 e #4, a transferência dá-se anteriormente. Os parafusos #5 e #6, das placas otimizadas, transferem a carga pelo lado medial e lateral, respetivamente.



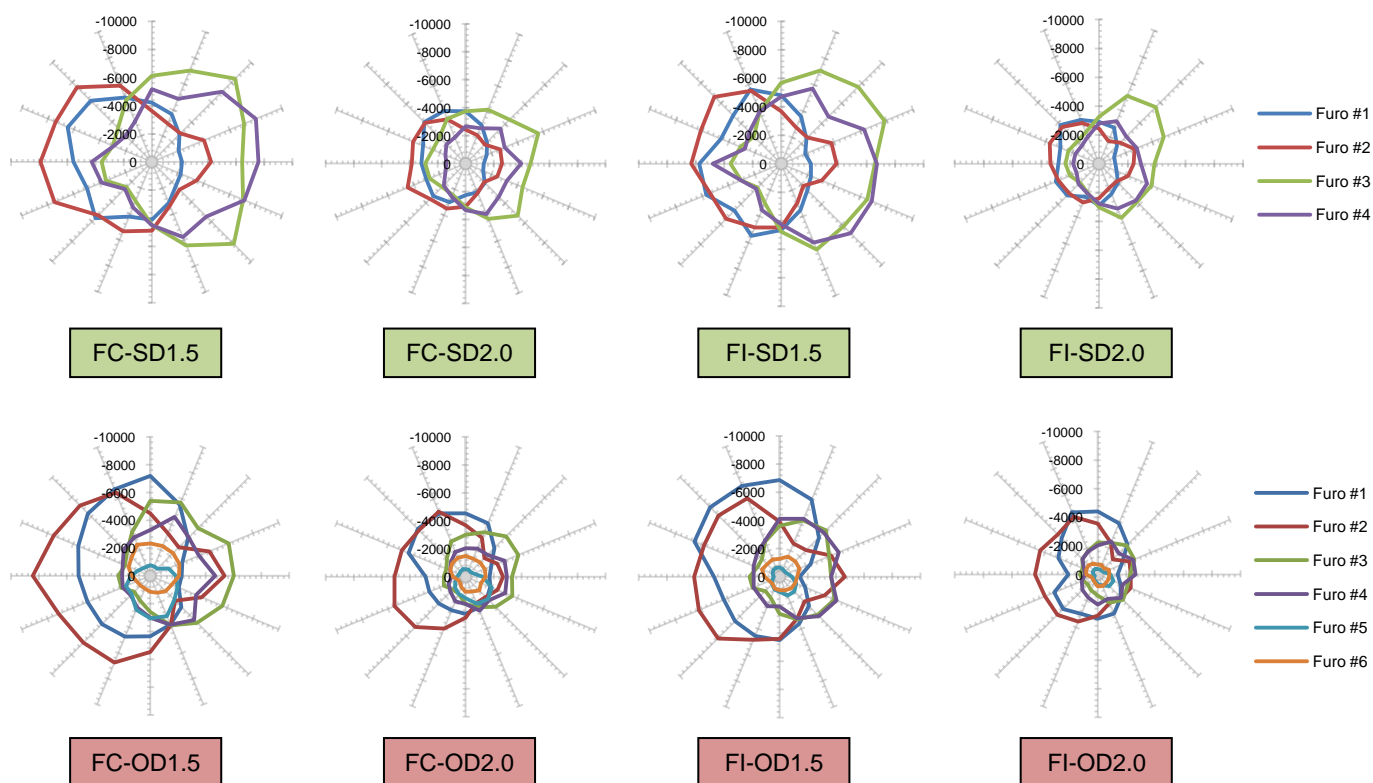


**Fig. 6.3.1-2** Deformações principais máximas [ $\mu\epsilon$ ] em torno dos furos, na superfície cortical, par provocadas pela ação da carga e pela interação *osso/placa/parafusos*. (**Em cima**) Placa *standard*; (**Em baixo**) Placa otimizada.

À compressão (**Fig. 6.3.1-3**), o processo de distribuição de carga é antagónico. O parafuso #3 é o mais solicitado, para as placas *standard*. Para a placa otimizada, na fixação da fratura parcial, o maior esforço é repartido pelos dois primeiros parafusos. Contudo, a rotura total da mandíbula sujeita o parafuso #2 a esforços extra.

Como se depreende dos gráficos radiais, uma vez mais se comprova que os parafusos 2.0mm reduzem a transferência de carga para o osso, diminuindo assim a probabilidade de ocorrência de micro fissuras e favorecendo a fixação.

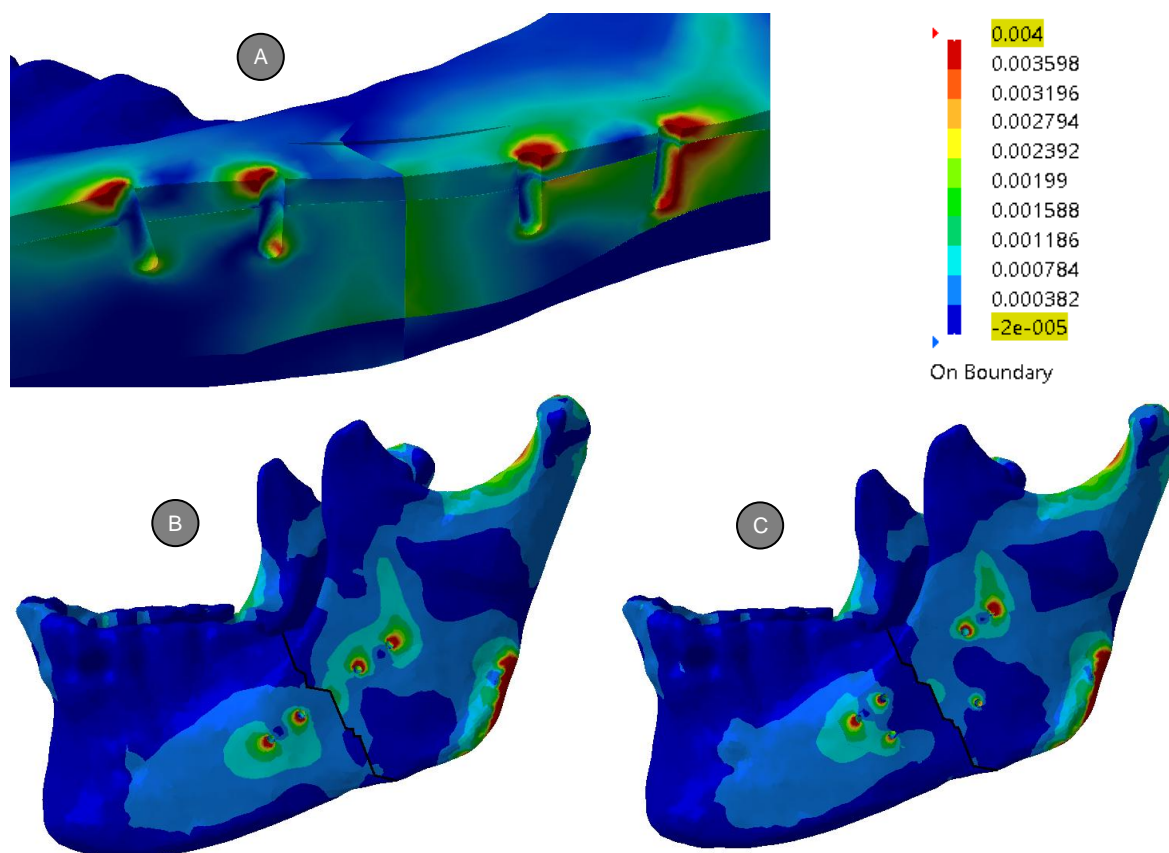
Tendo já sido referido anteriormente, é possível notar-se uma influência maior, na distribuição de carga, do parafuso #6 relativamente aos parafusos #3 e #4, tanto à compressão como à tração. Devido à relação de proximidade desse parafuso com os demais, a carga parece ser melhor repartida entre os três. O mesmo não acontece entre os parafusos #1, #2, e #5. Na hipótese de aproximar estes parafusos, poderá conseguir-se fazer uma distribuição mais uniforme da carga, fazendo decrescer a deformação óssea para valores mais razoáveis.



**Fig. 6.3.1-3** Deformações principais mínimas [ $\mu\epsilon$ ] em torno dos furos, na superfície cortical, provocadas pela ação da carga e pela interação *osso/placa/parafusos*. (**Em cima**) Placa *standard*; (**Em baixo**) Placa otimizada.

Na **Fig. 6.3.1-4** é possível ver, com maior detalhe, o que acontece não só à superfície como também no interior do osso. Para o caso mais crítico (**Fig. 6.3.1-4A**) os valores máximos de deformação, à superfície, registam-se em torno do furo #4, como visto anteriormente. No entanto, é no primeiro furo que se verificam maiores áreas de deformação para valores a cima do limite máximo, registando-se a falha do osso em todo o seu comprimento. Esta situação é comum a todos os sistemas. Na **Fig. 6.3.1-4B** e **Fig. 6.3.1-4C** nota-se o efeito da presença dos furos interiores, nomeadamente aqueles situados no fragmento condilar, na linha de fratura. Pituru et al. (2015) relataram que, para prevenir altas deformações na superfície cortical perto da linha de fratura ( $<1500\mu\epsilon$ ), e por sua vez o atraso na cicatrização óssea, a distância entre esta e o parafuso mais próximo deverá ser superior ao dobro do diâmetro do parafuso [153]. Nos modelos estudados, a menor distância registou-se para o parafuso #3 da placa otimizada 2.0mm, com uma distância ligeiramente superior ao dobro do seu diâmetro de rosca. Através dos gráficos de isovalores, torna-se evidente o maior efeito do parafuso interior #2 na linha de fratura. Desse modo, pese embora a gama de valores observados esteja dentro dos valores pretendidos, esse efeito poderá ser atenuado deslocando a placa, de modo a

aumentar a distância que separa a linha de fratura desse parafuso, aproximando-a do parafuso #3.



**Fig. 6.3.1-4** Deformações principais máximas, nas fraturas totais: (A) Placa *standard* 1.5; (B) Placa *standard* 2.0; (C) Placa otimizada 2.0.

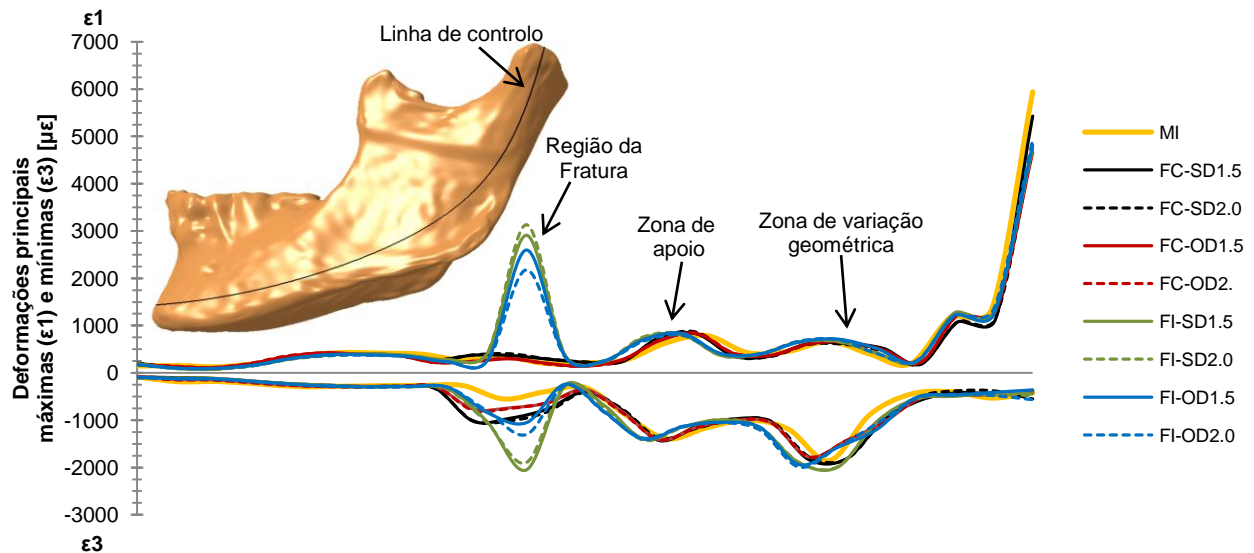
### 6.3.2| Comportamento da mandíbula intacta vs. mandíbula implantada

Sabe-se que o uso de implantes metálicos afetam o comportamento fisiológico da mandíbula [136]. Comparou-se, então, o comportamento da mandíbula implantada com a mandíbula intacta, avaliando-se as deformações principais segundo uma linha de controlo comum. Os resultados obtidos estão presentes na **Fig. 6.3.2-1**.

Não se verificam alterações expressivas na distribuição de deformações entre o modelo intacto e os implantados, o que aponta para a manutenção da estrutura da mandíbula no longo termo. Embora todos os sistemas assegurem um comportamento semelhante ao da mandíbula intacta, o sistema otimizado é aquele com melhor performance a esse nível. Verificam-se, no entanto, zonas de deformações acentuadas, à tração e compressão, perante os casos de fraturas parciais. Estes aumentos súbitos são

motivados pela união óssea entre os fragmentos, no bordo inferior, e pela reduzida zona de contato entre estes.

No caso da fratura completa, não se notam diferenças significativas à tração. Já à compressão, há um ligeiro aumento das deformações, natural daquela região mandibular. Na zona do gólio mandibular, por se ter imposto aí uma condição de fronteira, verificam-se aumentos à tração e compressão. O mesmo se sucede na região do côndilo, onde os esforços à tração são os mais notados. De notar ainda um efeito de *strain shielding*, no côndilo, imposto pela transferência de carga através dos implantes, sem no entanto levar à perda/reabsorção óssea. Verificou-se uma redução média nas deformações principais máximas da ordem dos 18%, onde o implante otimizado 1.5 registou o maior decréscimo (21.5%) e o *standard* 1.5 o menor (8.7%).



**Fig. 6.3.2-1** Deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) e mínimas ( $\epsilon_3$ ) na mandíbula intacta e implantada, medidas desde a zona do queixo até ao côndilo esquerdo.

# Capítulo 7

## DISCUSSÃO

O método dos elementos finitos, e o recurso aos seus modelos, constitui um valioso meio de estudo e análise na área da biomecânica. Nos tempos que correm, e devido aos desenvolvimentos e avanços tecnológicos, as exigências e expectativas do Homem, em qualquer área, são cada vez maiores. A área da saúde, nomeadamente na traumatologia, não foge à regra, onde o principal objetivo, para além de tratar/curar o paciente, é proporcionar-lhe o máximo de conforto possível durante esse processo e com resultados estruturais, funcionais, e estéticos próximos da perfeição, ou seja, restaurar as zonas afetadas ao estado pré-traumático. Na procura incessante de melhorar as condições de vida do Homem, a fase de testes de qualquer produto é vital. Hoje em dia, com a consolidação dos direitos animais e com a sensibilização das pessoas, a experimentação *in vivo*, em animais, é um procedimento bastante contestado e polémico. Para além disso, a experimentação *in vivo* humana não é opção, e o uso de material cadavérico é diminuto. Desta forma, o recurso a metodologias computacionais é de extrema relevância. Obviamente que as condições operatórias, vivenciadas pelo médico cirurgião, e as reações biológicas são variáveis difíceis de retratar computacionalmente. Ainda assim, as informações mecânicas obtidas, não só ao nível dos implantes como também do osso e suas estruturas adjacentes, contribuem significativamente para o equilíbrio entre a melhoria de vida da humanidade e o modo como é conseguida, em que a tendência é para que se consigam resultados cada vez mais fidedignos.

A área da cirurgia maxilofacial é uma área sensível da traumatologia. A estrutura óssea da cabeça alberga e protege estruturas vitais do corpo humano. A face, uma das zonas mais despidas do Homem e, por ventura, a mais vislumbrada, requer particular atenção e um tratamento minucioso, em busca de resultados satisfatórios. Fazendo parte integrante da região facial, a mandíbula é "o osso", estando associada a diversas funções essenciais do dia-a-dia. Graças à posição que ocupa, esta é muitas vezes alvo de lesões traumáticas. Entre as regiões mandibulares mais afetadas e difíceis de tratar, encontra-se a região do ângulo, por motivos já aqui referidos. Como tal, o objetivo do presente trabalho foi concentrar esforços na análise mecânica da técnica de microfixação, empregue em fraturas isoladas do ângulo mandibular. Compararam-se, então, dois conceitos de placas não compressivas, em titânio. Um deles, o da placa *standard*, mais usual e comercializado. O outro, um *design* recente e otimizado [135]. Adicionalmente, estudou-se a influência do tamanho (em diâmetro) dos parafusos usados e do tipo de

fratura a consolidar. O posicionamento das placas no aspeito lateral da mandíbula foi motivado pelas vantagens da técnica transbucal e pelas melhorias nas taxas de complicações pós-operatórias, relatadas anteriormente.

Segundo Korkmaz (2007), problemas como o *loosening* dos parafusos, instabilidade das miniplacas à flexão, e, em especial, a fratura destas, têm sido observados em 20% a 25% dos casos de fraturas mandibulares tratados. Apesar dos pacientes receberem instruções para evitarem esforçar a mandíbula após o tratamento, mastigar e cerrar os dentes durante o sono ou durante o levantamento de pesos é algo natural e que contribui para estas complicações [40].

Os resultados obtidos no presente estudo demonstram haver menor mobilidade na interface *placa/osso* quando se recorre ao uso de placas convencionais. Porém, os movimentos relativos entre fragmentos, na zona fraturada, são menores utilizando placas otimizadas. Esse fenómeno sugere uma maior estabilidade biomecânica proporcionada por essas placas. Estas descobertas estão de acordo com o estudo realizado por Suer et al. (2014). No entanto, os autores desse estudo compararam o comportamento da placa otimizada com uma placa *standard* de 6 furos, e onde ambas foram colocadas de acordo com o método de Champy [135]. Todavia, a gama de valores obtidos sugere uma estabilização eficaz da fratura para qualquer dos sistemas testados. Verificou-se ainda, no presente trabalho, uma redução dos movimentos translacionais na zona inferior da fratura, na utilização da placa otimizada, sugerindo um melhor desempenho na resistência às forças de flexão e torsão nessa zona.

As tensões observadas nos implantes não comprometem a integridade destes. O parafuso #3, do sistema FC-SD1.5, e o parafuso #2, do sistema FC-OD1.5, foram os que registaram os maiores valores (415MPa e 382MPa, respetivamente). Contudo, estes esforços encontram-se bastante a baixo do limite de cedência do material (825MPa). Al-Mozaiek et al. (2015) registaram valores inferiores a 350MPa [154]. Os parafusos interiores são os principais responsáveis pela transferência de carga, especialmente na placa *standard*, onde a distribuição de tensões é mais uniforme dado o formato simétrico da placa. No entanto, a adição de dois parafusos suplementares contribuiu para a diminuição das tensões globais. Estas conclusões estão de acordo com as obtidas no estudo de Korkmaz (2007) [40]. Já as placas suportam cerca de 25% das suas tensões máximas. A espessura de 1.25mm contribui fortemente para este factor. Strasz et al. 2016 reportaram que placas de 1.0mm de espessura têm tendência a fraturar. No entanto, placas espessas demais poderão causar desconforto e deiscência do ferimento. Os autores defendem, por isso, que placas com espessuras compreendidas entre 1.25mm e 1.3mm, para serem aplicadas singularmente garantem baixas taxas de falha de osteossínteses e re-operações [98]. As zonas críticas nas placas correspondem às

zonas de menor reforço estrutural e/ou próximo da zona fraturada. Goulart et al. (2015), utilizando parafusos com 2mm de diâmetro de corpo, concluíram que as regiões onde se concentram maiores tensões é no parafuso distal mais próximo da fratura e, nas placas, na zona sobre a fratura [155]. Ayali et al. (2017) obtiveram conclusões semelhantes em relação às placas, relatando maiores padrões de tensão nos parafusos centrais [156]. Em ambos os estudos numéricos, as placas possuem geometria regular e os furos internos estão igualmente espaçados da linha de fratura. No presente estudo, e para o caso das placas *standard*, a zona crítica é coincidente com a linha de fratura. No caso das placas otimizadas, essa zona encontra-se no enfiamento do furo #5. No entanto, em relação aos parafusos, apenas para a placa *standard* 1.5 é que se verificaram maiores esforços do primeiro parafuso distal (#3). Em relação à fadiga dos implantes, e apesar dos valores serem inferiores à sua tensão limite, nada se pôde concluir. Essa análise requer um estudo dinâmico e o conhecimento do número de ciclos mastigatórios necessários para levar à falência da placa e da correlação desse resultado com o número de ciclos que um paciente realiza durante o período de regeneração óssea [148].

No osso, os parafusos 1.5mm induzem maiores deformações. Os valores associados à tração superam os da compressão, não estivesse a placa mais próxima do bordo superior do que do inferior. As placas não estão perfeitamente posicionadas na linha ideal de osteossíntese, pelo que fazê-lo, adaptando o seu formato a essa linha curva ou aproximando-as um pouco mais da região alveolar, poderá minimizar os esforços de tração que as placas e os fragmentos terão de transferir [111], ao mesmo tempo que se melhora a estabilidade da fixação, tal como concluíram Korkmaz (2007) [40] e Al-Mozaiek et al. (2015) [154] nos seus estudos numéricos. Em sentido contrário, Ayali et al. (2017) defendem que uma miniplaca, quando utilizada sozinha, deverá ser colocada no bordo inferior. Os autores declaram que estas diferenças encontradas se devem ao tipo de cargas usadas em cada estudo, em que no seu usaram cargas verticais, horizontais, e oblíquas, situadas anterior (incisivos) e posteriormente (molares e pré-molares), e nos restantes estudos apenas se utilizaram cargas verticais [156]. No entanto, Wang et al. (2017), que analisaram o comportamento de três sistemas de fixação ((1) uma única miniplaca aplicada na cume oblíquo; (2) duas miniplacas, uma colocada no cume oblíquo e outra próxima do bordo inferior; (3) uma placa de reconstrução colocada no bordo inferior), reportaram que o sistema 2 apresenta melhor estabilidade na fratura e que os sistemas 1 e 3 apresentam maiores deslocamento, sob tensão, nas regiões inferior e superior da fratura, respetivamente [157]. Pode-se concluir, assim, que, quando se usa uma única miniplaca convencional, posicioná-la no bordo superior ou no bordo inferior traz benefícios mecânicos para essa zona, mas aumenta a mobilidade na zona oposta. Como tal, um posicionamento da placa numa zona próxima da zona intermédia do aspeto lateral da mandíbula reduzirá os deslocamentos relativos dos fragmentos, em ambos os bordos. Registaram-se, também, valores bastante superiores aos dos limites de

manutenção de massa óssea (200-2500 $\mu\epsilon$ ) e hipertrofia (2500-4000 $\mu\epsilon$ ), que revelam a possibilidade de falência do osso e, por conseguinte, do implante. Tendo em conta os valores de deformação principal máxima à superfície cortical, os furos críticos são os furos #1 e #2, para as placas otimizadas, e os furos #4 e #2, para as placas *standard* 1.5 e *standard* 2.0, respetivamente. Sente-se, por isso, uma maior influência do diâmetro do parafusos no caso das placas convencionais. Contrariamente, para um mesmo sistema, o tipo de fratura não parece influenciar significativamente os níveis de carga registados pelo osso nos furos. Para os implantes 2.0mm, há uma redução global dos níveis de carga a que o osso é sujeito, nos furos, quando a placa otimizada é aplicada. No entanto, essa redução reflete-se na maior exposição ao esforço por parte do primeiro parafuso, que atinge um valor de pico superior a qualquer outro das placas *standard*. Na literatura, poucos ou nenhuns estudos analisam as deformações principais em torno dos furos, no osso. É dada maior importância aos micro movimentos na fratura e à cedência dos implantes, pelo que a comparação dos resultados aqui obtidos com outros estudos torna-se difícil. A comparação entre a mandíbula intacta e as mandíbulas implantadas não revela alterações notórias na distribuição de carga na mandíbula, com exceção da fratura parcial na região não fraturada. Os resultados revelaram maiores distribuições de tensões e deformações nas regiões condilar e angular, para todos os modelos, estando de acordo com os resultados obtidos por Wang et al. (2017) [157].

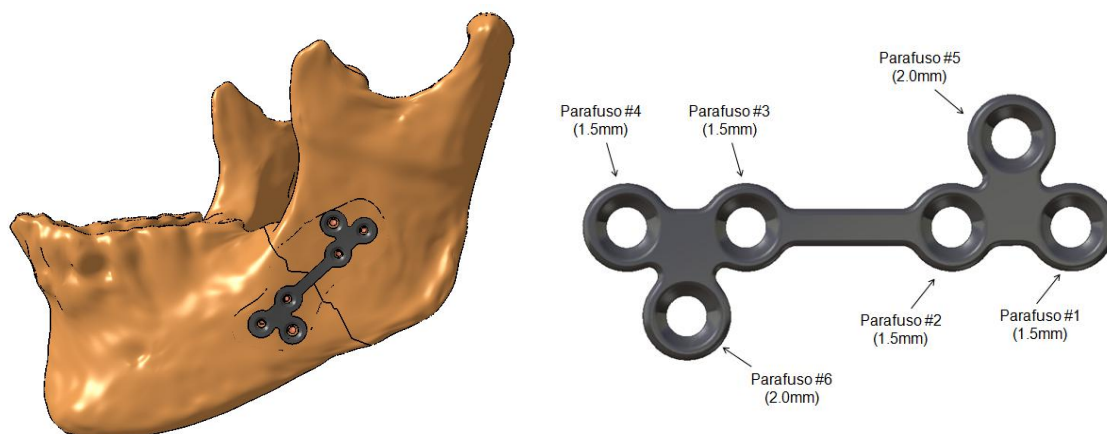
Na tratamento de fraturas parciais, a utilização de placas convencionais parece ser suficiente, não havendo diferenças consideráveis entre o comportamento dos dois sistemas, ao nível da estabilidade da fratura e das deformações principais em torno dos furos. Ainda que o grau de movimento relativo, entre fragmentos, possibilitado pelo sistema *standard* 1.5mm se assemelhe ao do sistema 2.0mm, os níveis de carga transferidos para o osso são muito superiores. Deste modo, a utilização de parafusos 1.5mm é pouco viável, mesmo nestes casos. Aconselha-se, desse modo, a utilização do sistema de 4 parafusos, respeitando-se assim a premissa de que "o material implantado deverá ser tanto quanto o suficiente, mas o menos melhor".

A colocação de parafusos próximos da linha de fratura poderá levar a um efeito retardador na cicatrização da mesma. Como tal, esse é um aspeto que deverá ser tido em conta na implantação da placa de fixação. Os valores registados no presente trabalho (<1500 $\mu\epsilon$ ), não são considerados críticos. Porém, aumentar a distância do furo interior, situado no fragmento proximal, e encurtar a do furo oposto, reduzirá os esforços na fratura sem comprometer a integridade mecânica da placa.

Em prol dos resultados obtidos, estudou-se um *design* alternativo e híbrido, isto é, combinando a utilização de parafusos 1.5mm e 2.0mm (**Fig. 7-1**), na fixação de fraturas totais do ângulo. Na tentativa de distribuir mais uniformemente as cargas dos três



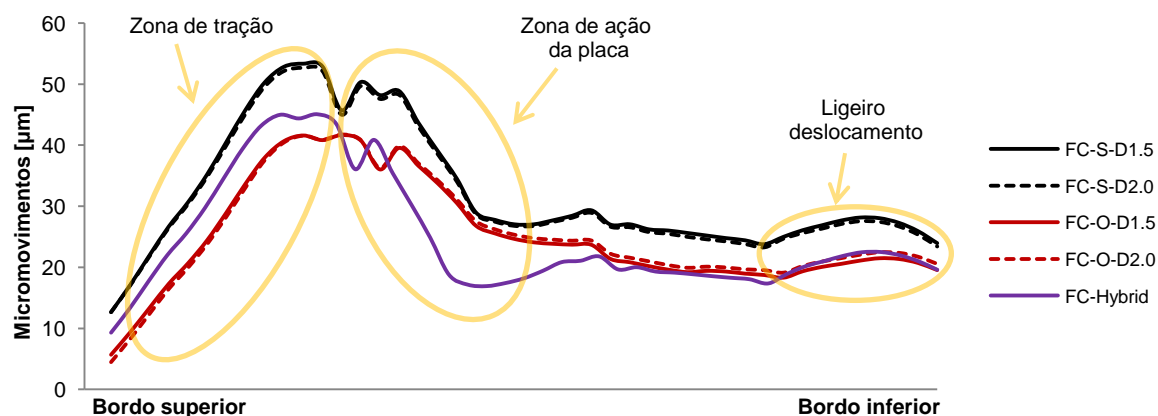
parafusos fixados no fragmento condilar, aproximou-se o parafuso #5 dos primeiros dois. Optou-se por colocar esse parafuso mais próximo do bordo superior, de modo a ajudar a contrariar as forças de tração, típicas dessa região, que são as mais relevantes.



**Fig. 7-1|** Placa híbrida.

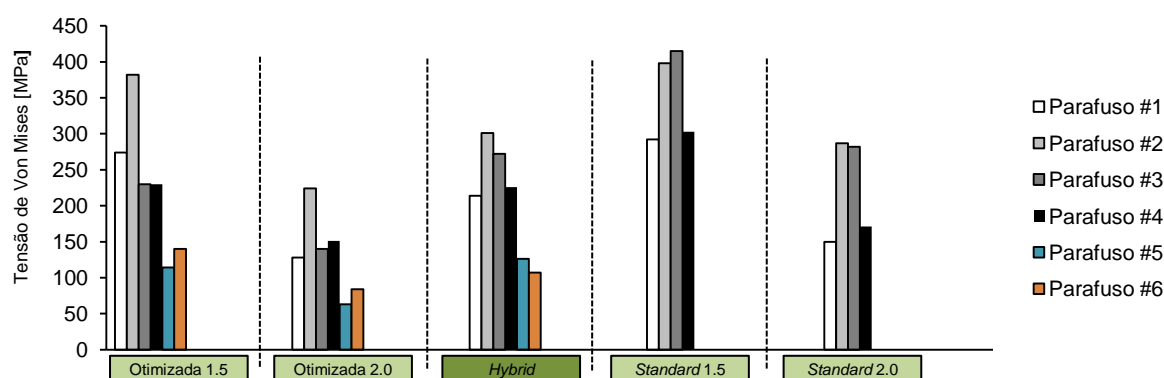
Colocaram-se parafusos 1.5mm no eixo principal da placa, e parafusos 2.0mm nos restantes dois furos, por forma a se aliviarem as tensões experimentadas pelos quatro parafusos principais.

Dando mais ênfase à estabilidade da fratura e às tensões e deformações registadas nos parafusos e nos furos corticais, respetivamente, que, na realidade, são os dados que mais importam e os mais dispares, os resultados obtidos revelaram bom comportamento do implante, ao nível da estabilização da fratura, muito próximo daquele conseguido pela placa otimizada (**Fig. 7-2**). Se na zona de tração a placa híbrida evidenciou menor rigidez, na zona de ação da placa não, registando até maior estabilidade próximo do bordo inferior. Em relação ao deslocamento inferior, não se verificaram diferenças significativas.



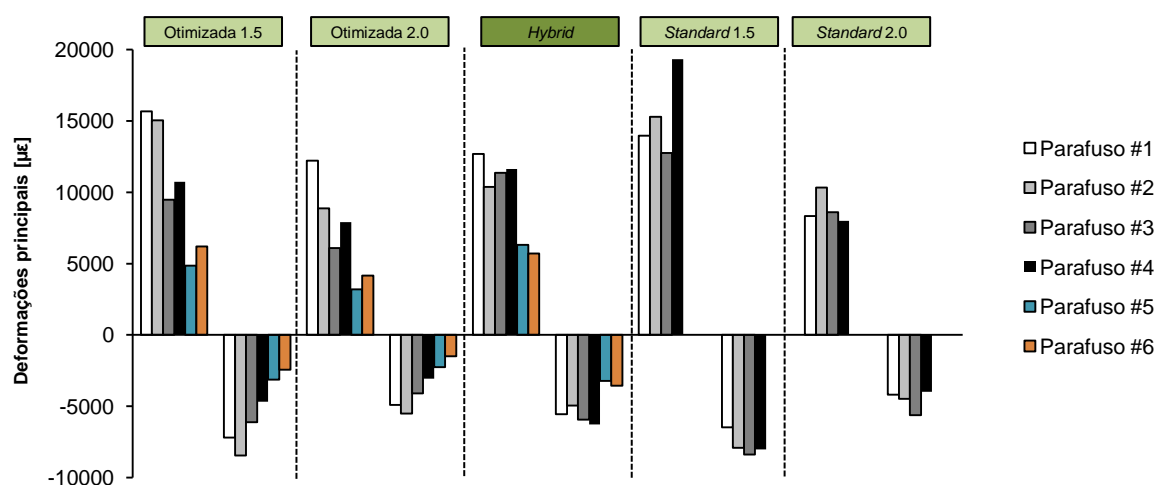
**Fig. 7-2|** Micro movimentos na região da fratura, completa (placa *standard*, otimizada, e híbrida).

Relativamente aos parafusos (**Fig. 7-3**), verifica-se uma distribuição de cargas mais uniforme, do que nas placas otimizadas. Comparando especificamente com a placa otimizada 1.5mm, que é por ventura aquela que mais se assemelha à híbrida, a proximidade do parafuso #5 aos primeiros dois, resultou, de facto, num alívio das tensões nestes. Em contrapartida, a tensão no parafuso #3 aumentou, possivelmente devido ao *re-design* da placa e à introdução do parafuso 2.0mm na posição #6. As placas 2.0mm registaram menores esforços. Porém, as diferenças entre a placa híbrida e a *standard* não são expressivas, havendo, em certo modo, um equilíbrio entre a quantidade e o tamanho dos parafusos.



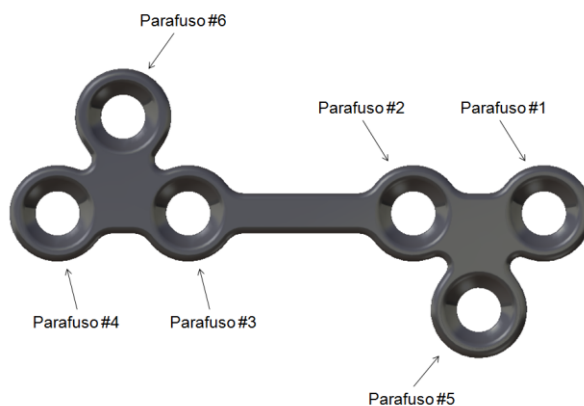
**Fig. 7-3** Tensões de Von Mises nos parafusos.

No osso, houve uma quebra nos valores de pico das deformações, máximas e mínimas, em relação à placa otimizada 1.5mm (**Fig. 7-4**). Ao passo que as deformações nos furos #1 e #2 diminuíram, aumentou-se o esforço ósseo nos furos #3 e #4. Comparativamente com as placas *standard* e otimizada 2.0mm, os resultados obtidos são ligeiramente mais pobres, neste aspeto.



**Fig. 7-4** Deformações principais em tornos dos furos, à superfície do cortical.

Embora os resultados obtidos, na globalidade, não apresentem o grau de satisfação que se pretendia, seria interessante realizar novos estudos, reformulando o posicionamento dos parafusos. Por exemplo, colocando os parafusos 2.0mm nas posições #2 e #3 ou #1 e #2, que são as mais críticas para as placas *standard* e otimizada, respetivamente. Seria igualmente interessante avaliar o comportamento do implante e do osso alterando o posicionamento dos parafusos #5 e #6, passando o parafuso #5 a ficar a baixo dos parafusos #1 e #2, e o #6 a cima dos parafusos #3 e #4 (**Fig. 7-5**).



**Fig. 7-5** Placa híbrida com formato alternativo.

# Capítulo 8

## CONCLUSÕES

Concluiu-se com desenvolvimento do estudo apresentado, que, independentemente do sistema usado, ocorrerá sempre um leve desposicionamento dos fragmentos na região inferior da mandíbula, quando totalmente fraturada. Para além disso, o diâmetro dos parafusos tem pouca, ou nenhuma influência, na estabilidade da fratura. Provou-se que as placas otimizadas contrariam melhor as forças de tração que se registam na região alveolar. O seu formato, bem como a presença de dois parafusos suplementares, tornam a redução da fratura mais rígida, pelo que deverão ser aplicadas em casos críticos. Perante mandíbulas parcialmente fraturadas, em que os esforços a contrariar são razoavelmente menores, não se justifica a utilização de sistemas de 6 parafusos, pelo que sistemas menos robustos são aconselháveis. A colocação das placas no aspeto lateral da mandíbula produz resultados aceitáveis ao nível da estabilização da fratura.

Em relação aos parafusos, verificou-se que os internos estão mais sujeitos a esforços mecânicos. No entanto, o formato da placa de osteossíntese desempenha um papel importante na distribuição de cargas entre estes. Adicionalmente, o primeiro parafuso é extremamente crítico em termos de dano ósseo. Relativamente ao diâmetro dos parafusos, quanto maior for, menores serão as tensões experimentadas por estes, e menores serão as deformações induzidas no osso. A minimização desses esforços no osso é vital para uma fixação bem sucedida, uma vez que, atingindo-se níveis indesejados de deformação, a estabilidade do implante e, conseqüentemente, da fratura e sua cicatrização fica comprometida. Já nas placas, a zona crítica de tensões é coincidente com a linha de fratura. Todavia, depende da sua configuração geométrica, isto é, da localização de zonas frágeis.

Concluiu-se, ainda, que os micro movimentos entre a placa e o osso são pouco relevantes na redução de fraturas com sistemas de placas, especialmente se o dispositivo necessitar de ser removido após a cicatrização, e visto que não são esclarecedores relativamente à rigidez empregue à fixação.

Quanto ao sistema híbrido, poderá ter algumas potencialidades associadas, nomeadamente na redução de *hardware* implantado. Todavia, este novo sistema requer um estudo mais aprofundado e detalhado.

Algumas limitações podem ser apontadas ao presente estudo. O encaixe perfeito dos fragmentos e as condições ótimas de osteointegração entre os parafusos e o osso, devido à ausência de roscas, raramente se verificam em situações clínicas [158]. Da mesma forma, a perfeita adaptação das placas à superfície óssea é de extrema dificuldade no bloco operatório. O uso de uma carga excessiva, a ausência da influência muscular e ligamentar, e as simplificações tomadas em relação às propriedades dos materiais, são outras falhas deste estudo. No entanto, a falha maior será a ausência de uma validação experimental dos resultados obtidos numericamente, em que o nível de confiança nos resultados obtidos com o MEF aumentaria substancialmente [132].

Porém, dado o cariz comparativo do estudo em questão, essas deficiências são minimizadas.

# Capítulo 9

## FUTUROS DESENVOLVIMENTOS

Como trabalhos futuros a serem desenvolvidos no seguimento deste, seria pertinente avaliar-se o contributo da espessura das placas para a fixação da fratura, assim como ignorar o processo de adaptação perfeita da placa ao osso, deixando-se alguns *gaps* entre as duas superfícies. Seria também interessante fazer variar o comprimento dos parafusos e aumentar ligeiramente o seu diâmetro. Uma vez que não foi aqui feito, um ponto de comparação entre a técnica de Champy e o posicionamento lateral aqui retratado traria mais valias para a análise biomecânica. Do mesmo modo, dada a grande frequência de fraturas concomitantes do ângulo, seria de todo relevante avaliar o comportamento ósseo e dos implantes na fixação destas fraturas na presença de traumas da sínfise ou do corpo, por exemplo. Seria igualmente importante e conveniente comparar as miniplacas estudadas com outros dispositivos, nomeadamente com uma *locking plate*, uma placa 3D, e/ou um implante de compressão (placa ou *lag screw*). Poder-se-á, também, distribuir as cargas por mais zonas (molares e pré-molares) e testar novos materiais, em especial, materiais reabsorvíveis, são outras das infindáveis variáveis que se podem estudar. Por último, mas não menos importante, seria validar experimentalmente os modelos de elementos finitos.

## Referências bibliográficas

- [1] SCHORTINGBUIJS J, RUDOLF R, VISSINK A. *Complications of Internal Fixation of Maxillofacial Fractures With Microplates*. J Oral Maxillofac Surg 57:130-134, 1999.
- [2] LUHR H. *A micro-system for cranio-maxillofacial skeletal fixation: Preliminary report*. J Craniomaxillofac Surg 16:312, 1988.
- [3] LUHR H. *Indications for the use of a microsystem for internal fixation in craniofacial surgery*. J Craniofac Surg 1:35, 1990.
- [4] EPPLEY B, SADOVE A. *Application of microfixation techniques in reconstructive maxillofacial surgery*. J Oral Maxillofac Surg 49:683, 1991.
- [5] PERRY M. *Maxillofacial trauma - Developments, innovations and controversies*. Int J Care Injured 40:1252-1259, 2009.
- [6] DEPUY SYNTHES. *MatrixORTHOGNATHIC. Specialized implants and instruments for orthognathic surgery - Technique Guide*. DePuy Synthes CMF, Johnson & Johnson, 2013.
- [7] DEPUY SYNTHES. *MatrixMANDIBLE PLATING SYSTEM. Comprehensive anatomic locking plate selection in a single streamlined set - Surgical Technique*. DePuy Synthes CMF, Johnson & Johnson, 2014.
- [8] DEPUY SYNTHES. *MatrixMANDIBLE PLATING SYSTEM. The next-generation mandible plating system - Overview Brochure*. DePuy Synthes CMF, Johnson & Johnson, 2015.
- [9] FELLER K, RICHTER G, SCHNEIDER M, ECKELT U. *Combination of microplate and miniplate for osteosynthesis of mandibular fractures: an experimental study*. Int J Oral Maxillofac Surg 31:78-83, 2002.
- [10] MICHELET F, DEYMES J, DESSUS B. *Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery*. J Maxillofac Surg 1:79, 1973.
- [11] CHAMPY M, LODDÉ J, SCHMITT T, JAEGER J, MUSTER D. *Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via buccal approach*. J Oral Maxillofac Surg, 6:14-21, 1978.
- [12] EBENEZER V, RAMALINGAM R. *Microplate osteosynthesis in middle third fractures of the face*. Univers J Med Dent 71-5, 2012.
- [13] EPPLEY B, SPARKES C, HERMAN E. *Effects of skeletal fixation on craniofacial imaging*. J Craniofac Surg 4-76, 1993.

- [14] GEAR A, APASOVA E, SCHMITZ J, SCHUBERT W. *Treatment modalities for mandibular angle fractures*. J Oral Maxillofac Surg 63:655, 2005.
- [15] CAMPBELL J. *Titanium screw failure: A case report*. J Oral Maxillofac Surg 51:603, 1993.
- [16] EHRENFELD M, MANSON P, PREIN J. *Principles of Internal Fixation of the Craniomaxillofacial Skeleton (Trauma and Orthognathic Surgery)*. Switzerland, Thieme, 2012.
- [17] PREIN J. *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton*. New York, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1998.
- [18] COURT-BROWN C, HECKMAN J, MCQUEEN M, RICCI W, TORNETTA P, MCKEE M. *Rockwood and Green's Fractures in Adults (8a ed.)*. Philadelphia, Wolters Kluwer Health, 2015.
- [19] NORDIN M, FRANKEL V. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System (4th ed.)*. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [20] MÜLLER M, ALLGÖWER M. *Manual of Internal Fixation (3a ed.)*. New York, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1991.
- [21] SPIESSL B. *Internal fixation of the mandible. A manual of AO/ASIF principles*. Berlin, Springer Verlag, 1989.
- [22] RAMOS A. *Resumo de biomateriais*. Dispositivos Biomecânicos, MIEM, Universidade de Aveiro, 2011.
- [23] WANG S, XIAO J, LIU L, LIN Y, LI X, TANG W, WANG H, LONG J, ZHENG X, TIAN W. *Orbital floor reconstruction: a retrospective study of 21 cases*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 106:324-330, 2008.
- [24] KATARZYNA B, PIOTR A. *Characteristics and epidemiology of zygomaticomaxillary complex fractures*. J Craniofac Surg 21:1018-1023, 2010.
- [25] MORRIS C, BEBEAU N, BROCKHOFF H, TANDON R, TIWANA P. *A Mandibular fractures: an analysis of the epidemiology and patterns of injury in 4,143 fractures*. J Oral Maxillofac Surg 73:951, 2015.
- [26] SALENTIJN E, PEERDEMAN S, BOFFANO P, VAN DEN BERGH B, FOROUZANFAR T. *A ten-year analysis of the traumatic maxillofacial and brain injury patient in Amsterdam: Incidence and aetiology*. J Craniomaxillofac Surg 42:705-710, 2014.



- [27] REICH W, SUROV A, ECKERT A. *Maxillofacial trauma - Underestimation of cervical spine injury*. J Craniomaxillofac Surg 44:1469-1478, 2016.
- [28] FAMA F, CICCIO M, SINDONI A, NASTRO-SINISCALCHI E, FALZEA R, CERVINO G, POLITO F, DE PONTE F, GIOFFRE-FLORIO M. *Maxillofacial and concomitant serious injuries: An eight-year single center experience*. Chin J Trauma 20:4-8, 2017.
- [29] VARGAS I, PÉREZ M, GOVEA Y, VAZQUEZ C, NAVA A, SADA J. *Management of firearm facial fractures at the "Dr. José Eleuterio González": University Hospital Case Report*. Medicina Universitaria 18(71):91-94, 2016.
- [30] BOFFANO P, KOMMERS S, KARAGOZOGLU K, FOROUZANFAR T. *Aetiology of maxillofacial fractures: a review of published studies during the last 30 years*. Brit J Oral Maxillofac Surg 52:901-906, 2014.
- [31] VAN DEN BERGH B, KARAGOZOGLU K, HEYMANS M, FOROUZANFAR T. *Aetiology and incidence of maxillofacial trauma in Amsterdam: a retrospective analysis of 579 patients*. J Craniomaxillofac Surg, 2011.
- [32] HE Y, ZHANG Y, AN J, GONG X, FENG Z, GUO C. *Zygomatic Surface Marker-Assisted Surgical Navigation: A New Computer-Assisted Navigation Method for Accurate Treatment of Delayed Zygomatic Fractures*. J Oral Maxillofac Surg 71:2101-2114, 2013.
- [33] GROOVER R, ANTONYSHYN O. *Care of maxillofacial injuries in multiple trauma*. Current Orthopaedics 17:274-286, 2003.
- [34] O'CONNOR R, SHAKIB K, BRENNAN P. *Recent advances in the management of oral and maxillofacial trauma*. Brit J Oral Maxillofac Surg 53:913-921, 2015.
- [35] SEELEY R, STEPHENS T, TATE P. *Anatomia e Fisiologia (6ª ed.)*. Edição Portuguesa. Loures, Lusociência, 2003.
- [36] CRAVEN J. *Anatomy of the skull*. Anesthesia and Intensive Care Medicine 15:146-148, 2014.
- [37] NETTER F. *Atlas de Anatomia Humana (5ª ed.)*. Edição Portuguesa. Rio de Janeiro, Elsevier, 2011.
- [38] GUARDA-NARDINI L, MANFREDINI D, FERRONATO G. *Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future*. J Oral Maxillofac Surg 37:103-110, 2008.
- [39] HANSEN J F. *Netters's Clinical Anatomy (2nd ed.)*. Philadelphia, Elsevier, 2010.

- [40] KORKMAZ H. *Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 103:e1-e13, 2007.
- [41] JI B, WANG C, SONG F, CHEN M, WANG H. *A new biomechanical model for evaluation of fixation systems of maxillofacial fractures*. J CranioMaxillofac Surg 40:405-408, 2012.
- [42] CHRCANOVIC B. *Fixation of mandibular angle fractures: in vitro biomechanical assessments and computer-based studies*. Oral Maxillofac Surg 17:251-268, 2013.
- [43] SILVA J, LIMA A, DANTAS T, FROTA M, PARENTE R, LUCENA A. *Fratura de mandíbula: estudo epidemiológico de 70 casos*. Rev Bras Cir Plást 26(4):645-648, 2011.
- [44] KHAN A, KHITAB U, KHAN M, SALAM A. *A comparative analysis of rigid and non-rigid fixation in mandibular fractures: a prospective study*. Pak Oral Dental J 30:62-7, 2010.
- [45] VASHISTHA A, SINGH M, CHAUDHARY M, AGARWAL N, KAUR G. *Comparison of 2 mm single locking miniplates versus 2 mm two non-locking miniplates in symphysis and parasymphysis fracture of mandible*. J Oral Bio Craniofac Research 7:42-48, 2017.
- [46] FONSECA R, WALKER R. *Oral and Maxillofacial Trauma, Vol. II (Ed. 2)*. Philadelphia, WB Saunders, 1997.
- [47] PETERSON L, ELLIS E, HUPP J. *Cirurgia Oral e Maxilofacial Contemporânea*. Edição Portuguesa. São Paulo, Elsevier, 2009.
- [48] GUTTA R, TRACY K, JOHNSON C, JAMES L, KRISHNAN D, MARCIANI R. *Outcomes of mandible fracture treatment at an academic tertiary hospital: A 5-year analysis*. J Oral Maxillofac Surg 72:550, 2014.
- [49] NAVEEN A, NAVEEN V, HEGDE N, SHARMA, PRASAD R. *The pattern of the maxillofacial fractures: a multicenter retrospective study*. J Craniomaxillofac Surg 40:675, 2012.
- [50] SIMSEK S, SIMSEK B, ABUBAKER A, LASKIN D. *A comparative study of mandibular fractures in the United States and Turkey*. Int J Oral Maxillofac Surg 36:395, 2007.
- [51] MARTINS M, HOMSI N, PEREIRA C, JARDIM E, GARCIA I. *Epidemiologic evaluation of mandibular fractures in the Rio de Janeiro highcomplexity hospital*. J Craniofac Surg 22:2026, 2011.
- [52] VAN HOUT W, VAN CANN E, ABBINK J, KOOLE R. *An epidemiological study of maxillofacial fractures requiring surgical treatment at a tertiary trauma centre between 2005 and 2010*. Br J Oral Maxillofac Surg 51:416, 2013.

- [53] CBALAG S, WASIAK J, ANDRE N, TANG J, KIRBY JC, MORGAN D. *Epidemiology and management of maxillofacial fractures in an Australian trauma centre*. J Plast Reconstr Aesthet Surg 67:183, 2014.
- [54] VINEETH K, LALITHA R, PRASAD K, RANGANATH K, SHWETHA V, SINGH J. *A comparative evaluation between single noncompression titanium miniplate and three dimensional titanium miniplate in treatment of mandibular angle fracture: a randomized prospective study*. J Craniomaxillofac Surg 41:103-9, 2013.
- [55] QURESHI A, REDDY U, WARAD N, BADAL S, JAMADAR A, QURISHI N. *Intermaxillary fixation screws versus Erich arch bars in mandibular fractures: A comparative study and review of literature*. Ann Maxillofac Surg 6(1):25-30, 2016.
- [56] INGOLE P, GARG A, SHENOI S, BADJATE S, BUDHRAJA N. *Comparison of Intermaxillary Fixation Screw Versus Eyelet Interdental Wiring for Intermaxillary Fixation in Minimally Displaced Mandibular Fracture: A Randomized Clinical Study*. J Oral Maxillofac Surg 72:958-965, 2014.
- [57] GIBBONS A, MACKENZIE N, BREEDERVELD R. *Use of a custom designed external fixator system to treat ballistic injuries to the mandible*. Int J Oral Maxillofac Surg 40:103-105, 2011.
- [58] PEDROLETTI F, MCCAIN J. *Endoscopically assisted repair of mandibular angle fractures*. J Oral Maxillofac Surg 68:912-914, 2010.
- [59] ELLIS E , GHALLI D. *Lag screw fixation of anterior mandibular fractures*. J Oral Maxillofac Surg, 49:13-21, 1991.
- [60] SCHWIMMER A. *Lag screw fixation of anterior mandibular fractures*. J Oral Maxillofac Surg, 49: 21-2, 1991.
- [61] CAMPBELL A, LIN Y. *Complication of rigid internal fixation*. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 41-7, 2009.
- [62] SHETA M, SHOUSHAN M, HUSSEIN M, ELAAL S. *Evaluation of using microplates osteosynthesis for pediatric mandibular fractures*. Tanta Dental J 12:149-155, 2015.
- [63] GUPTA A, SINGH V, MOHAMMAD S. *Bite Force Evaluation of Mandibular Fractures Treated With Microplates and Miniplates*. J Oral Maxillofac Surg 70:1903-1908, 2012.
- [64] GERARD N, D'INNOCENZO R. *Modified technique for adapting a mandibular angle superior border plate*. J Oral Maxillofac Surg 53:220, 1995.
- [65] SAITO D, MURR A. *Internal fixation of mandibular angle fractures with the Champy technique*. Oper Tech Otolaryngol Head Neck Surg 19:123-7, 2008.

- [66] SINGH V, KUMAR I, BHAGOL A. *Comparative evaluation of 2.0-mm locking plate system vs 2.0-mm nonlocking plate system for mandibular fracture: a prospective randomized study.* Int J Oral Maxillofac Surg 40:372-377, 2011.
- [67] ELSAYED S, MOHAMED F, KHALIFA G. *Clinical outcomes of three different types of hardware for treatment of mandibular angle fractures: a comparative retrospective study.* Int J Oral Maxillofac Surg 44:1260-1267, 2015.
- [68] CILLO J, ELLIS E. *Management of Bilateral Mandibular Angle Fractures With Combined Rigid and Nonrigid Fixation.* J Oral Maxillofac Surg 72:106-111, 2014.
- [69] CLAES L, AUGAT P, SUGER G, WILKE H. *Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing.* J Orthop Res 15:577-84, 1997.
- [70] MATHOG R, TOMA V, CLAYMAN L, WOLF S. *Nonunion of the mandible: an analysis of contributing factors.* J Oral Maxillofac Surg 58(7):746-752, 2000.
- [71] COLETTI D, CACCAMESE J, NORBY C, EDWARDS S, VON FRAUNHOFER J. *Comparative analysis of the threaded and tapered locking reconstruction plates.* J Oral Maxillofac Surg 65:2587-2593, 2007.
- [72] KIRKPATRICK D, GANDHI R, VAN SICKELS J. *Infections associated with locking reconstruction plates: a retrospective review.* J Oral Maxillofac Surg 61:462, 2003.
- [73] ELLIS E, GRAHAM J. *Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery.* J Oral Maxillofac Surg 60:642, 2002.
- [74] HAUG R, STREET C, GOLTZ M. *Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates.* J Oral Maxillofac Surg 60:1319, 2002.
- [75] GUTWALD R, ALPERT B, SCHMELZEISEN R. *Principle and stability of locking plates.* Keio J Med 52:21, 2003.
- [76] KHANDEPARKER P, DHUPAR V, KHANDEPARKER R, JAIN H, SAVANT K, BERWAL V. *Transbuccal versus transoral approach for management of mandibula angle fractures: a prospective, clinical and radiographic study.* J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg 42:144-150, 2016.
- [77] TOMA V, MATHOG R, TOMA R, MELECA R. *Transoral versus extraoral reduction of mandible fractures: a comparison of complication rates and other factors.* Otolaryngol Head Neck Surg 128:215-9, 2003.
- [78] KALE T, BALIGA S, AHUJA N, KOTRASHETTI S. *A comparative study between transbuccal and extra-oral approaches in treatment of mandibular fractures.* J Maxillofac Oral Surg 9(1):9-12, 2009.

- [79] MELEK L, MAHALLAWY A, SHARARA A. *Evaluation of the 3-dimensional threadlock plate in the management of mandibular angle fractures: A clinical and radiographic study.* Tanta Dental J 12:140-148, 2015.
- [80] WAN K, WILLIAMSON R, GEBAUER D, HIRD K. *Open reduction and internal fixation of mandibular angle fractures: does the transbuccal technique produce fewer complications after treatment than the transoral technique?* J Oral Maxillofac Surg 70:2620-8, 2012.
- [81] SAWATARI Y, MARWAN H, ALOTAIBI F, CHRISTENSEN J, GANNON J, PELEG M. *The use of three-dimensional strut plates for the management of mandibular angle fractures: a retrospective analysis of 222 patients.* Int J Oral Maxillofac Surg 45:1410-1417, 2016.
- [82] DIERKS E. *Transoral approach to fractures of the mandible.* Laryngoscope 97:4-6, 1987.
- [83] ELLIS E. *Treatment methods for fractures of the mandibular angle.* Int J Oral Maxillofac Surg 28:243-52, 1999.
- [84] WITTENBERG J, MUKHERJEE D, SMITH B, KRUSE R. *Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures.* Int J Oral Maxillofac Surg 26:68-73, 1997.
- [85] BRAASCH D, ABUBAKER A. *Management of mandibular angle fracture.* Oral Maxillofacial Surg Clin North Am 25:591, 2013.
- [86] ELLIS E. *Management of fractures through the angle of the mandible.* Oral Maxillofac Surg Clin North Am 21:163-74, 2009.
- [87] HÖFER S, HA L, BALLON A, SADER R, LANDES C. *Treatment of mandibular angle fractures: linea obliqua plate versus grid plate.* J Craniomaxillofac Surg 40:807-11, 2012.
- [88] PANDEY V, BHUTIA O, NAGORI S, SEITH A, ROYCHOUDHURY A. *Management of mandibular angle fractures using a 1.7 mm 3-dimensional strut plate.* J Oral Bio Craniofac Research 6:36-41, 2016.
- [89] PATEL N, KIM B, ZAID W. *A Detailed Analysis of Mandibular Angle Fractures: Epidemiology, Patterns, Treatments, and Outcomes.* J Oral Maxillofac Surg 74:1792-1799, 2016.
- [90] PAZA A, ABUABARA A, PASSERI L. *Analysis of 115 Mandibular Angle Fractures.* J Oral Maxillofac Surg 66:73-76, 2008.
- [91] JAIN M, MANJUNATH K, BHAGWAN B, SHAH D. *Comparison of 3-dimensional and standard miniplate fixation in the management of mandibular fractures.* J Oral Maxillofac Surg 68:1568-72, 2010.

- [92] SCHAAF H, KAUBRUEGGE S, STRECKBEIN P, WILBRAND J, KERKMANN H, HOWALDT H. *Comparison of miniplate versus lag-screw osteosynthesis for fractures of the mandibular angle*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 111:34-40, 2011.
- [93] BARRY C, KEARNS G. *Superior border plating technique in the management of isolated mandibular angle fractures: a retrospective study of 50 consecutive patients*. J Oral Maxillofac Surg 65:1544-9, 2007.
- [94] PAL U, SINGH R, DHASMANA S, DAS S, DAS SK. *Use of 3-D plate in displaced angle fracture of mandible*. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 6:25-30, 2013.
- [95] FELLER K, SCHNEIDER M, HLAWITSCHKA M, PFEIFER G, LAUER G, ECKELT U. *Analysis of complications in fractures of the mandibular angle: a study with finite element computation and evaluation of data of 277 patients*. J Craniomaxillofac Surg 31:290-295, 2003.
- [96] ELLIS E. *A Prospective Study of 3 Treatment Methods for Isolated Fractures of the Mandibular Angle*. J Oral Maxillofac Surg 68:2743-2754, 2010.
- [97] AL-MORAISSEI E. *One miniplate compared with two in the fixation of isolated fractures of the mandible angle*. Br J Oral Maxillofac Surg 53:690-698, 2015.
- [98] STRASZ M, WOLSCHNER R, SCHOPPER C, PÖSCHL W, PERISANIDIS C, WICK F, SEEMANN R. *Miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures - A retrospective comparative study of 3 concepts in a temporal cohort*. J Craniomaxillofac Surg 44:56-61, 2016.
- [99] SIDDIQUI A, MARKOSE G, MOOS K, MCMAHON J, AYOUB A. *One miniplate versus two in the management of mandibular angle fractures: a prospective randomized study*. Br J Oral Maxillofac Surg 45:223-5, 2007.
- [100] ELLIS E, WALKER L. *Treatment of mandibular angle fractures using one noncompression miniplate*. J Oral Maxillofac Surg, 54(7):864-71, 1996.
- [101] ELLIS E, WALKER L. *Treatment of mandibular angle fractures using two noncompression miniplates*. J Oral Maxillofac Surg 52:1032, 1994.
- [102] SCHIERLE H, SCHMELZEISEN R, RAHN B, PYTLIK C. *One- or two-plate fixation of mandibular angle fractures*. J Craniomaxillofac Surg 25:162-8, 1997.
- [103] DANDA A. *Comparison of a Single Noncompression Miniplate Versus 2 Noncompression Miniplates in the Treatment of Mandibular Angle Fractures: A Prospective, Randomized Clinical Trial*. J Oral Maxillofac Surg 68:1565-1567, 2010.

- [104] LEVY F, SMITH R, ODLAND R, MARENTETTE L. *Monocortical miniplate fixation of mandibular angle fractures*. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 117:149-54, 1991.
- [105] ALKAN A, CELEBI N, OZDEN B, BAS B, INAL S. *Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 104:752-6, 2007.
- [106] KUMAR S, PRABHAKAR V, RAO K, BRAR R. *A comparative review of treatment of 80 mandibular angle fracture fixation with miniplates using three different techniques*. Indian J Otolaryngol Head Neck Surg 63:190-2, 2011.
- [107] AL-MORAISSEI E, ELLIS E. *What method for management of unilateral mandibular angle fractures has the lowest rate of postoperative complications? A systematic review and meta-analysis*. J Oral Maxillofac Surg 72:2197-211, 2014.
- [108] ABU EL-NAAJ I, ARDEKIAN L, RABINOVICH Y, RACHMIEL A, PELED M. *Treatment of mandibular angle fractures with 2.4-mm reconstruction plate*. J Oral Maxillofac Surg 30(1):87, 2001.
- [109] SINGH S, FRY R, JOSHI A, SHARMA G, SINGH S. *Fractures of angle of mandible e A retrospective study*. J Oral Bio Craniofac Research 2(3):154-158, 2012.
- [110] AL-MORAISSEI E, EL-SHARKAWY T, EL-GHAREEB T, CHRCANOVIC B. *Three-dimensional versus standard miniplate fixation in the management of mandibular angle fractures: a systematic review and meta-analysis*. Int J Oral Maxillofac Surg 43:708-16, 2014.
- [111] PITURU T, BUCUR A, GUDAS C, PITURU S, DINCA O. *New miniplate for osteosynthesis of mandibular angle fractures designed to improve formation of new bone*. J Craniomaxillofac Surg 44:500-505, 2016.
- [112] REGEV E, SHIFF J, KISS A, FIALKOV J. *Internal fixation of mandibular angle fractures: A meta-analysis*. Plast Reconstr Surg 125:1753, 2010.
- [113] MOORE E, BAYRAK S, MOODY M, KEY M, VURAL E. *Hardware removal rates for mandibular angle fractures: comparing the 8-hole strut and Champy plates*. J Craniofac Surg 24:163-5, 2013.
- [114] CHRCANOVIC B. *Fixation of mandibular angle fractures: clinical studies*. Oral Maxillofac Surg 18:123-52, 2014.
- [115] KALFARENTZOS E, DELIGIANNI D, MITROS G, TYLLIANAKIS M. *Biomechanical evaluation of plating techniques for fixing mandibular angle fractures: The introduction of a new 3D plate approach*. Oral Maxillofac Surg 13:139, 2009.

- [116] FARMAND M. *The 3-dimensional plate fixation of fractures and osteotomies*. Facial Plast Surg 3:39-56, 1995.
- [117] AL-MORAISSEI E, EL-SHARKAWY T, MOUNAIR R, EL-GHAREEB T. *Comparison between three-dimensional and standard miniplates in the management of mandibular angle fractures: a prospective, randomized, double-blind, controlled clinical study*. Int J Oral Maxillofac Surg 44:316-321, 2015.
- [118] GUIMOND C, JOHNSON J, MARCHENA J. *Fixation of mandibular angle fractures with a 2.0-mm 3-dimensional curved angle strut plate*. J Oral Maxillofac Surg 63:209, 2005.
- [119] HAUG R, FATTAHI TT, GOLTZ M. *A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques*. J Oral Maxillofac Surg 59:1199-210, 2001.
- [120] SINGH V, PURI P, ARYA S, MALIK S, BHAGOL A. *Conventional versus 3-dimensional miniplate in management of mandibular fracture: a prospective randomized study*. Otolaryngol Head Neck Surg 147:450-5, 2012.
- [121] SADHWANI B, ANCHLIA S. *Conventional 2.0-mm miniplates versus 3-D plates in mandibular fractures*. Ann Maxillofac Surg 3:154-9, 2013.
- [122] LAVERICK S, SIDDAPPA P, WONG H, PATEL P, JONES D. *Intraoral external oblique ridge compared with transbuccal lateral cortical plate fixation for the treatment of fractures of the mandibular angle: prospective randomised trial*. Brit J Oral Maxillofac Surg 50:344-349, 2012.
- [123] SUGAR A, GIBBONS A, PATTON D, SILVESTER K, HODDER S, GRAY M, SNOOKS H, WATKINS A. *A randomised controlled trial comparing fixation of mandibular angle fractures with a single miniplate placed either transbuccally and intra-orally, or intra-orally alone*. Int J Oral Maxillofac Surg 38:241-5, 2009.
- [124] ELLIS E, GHALI G. *Lag screw fixation of mandibular angle fractures*. J Oral Maxillofac Surg, 49(3):234-43, 1991.
- [125] KRENKEL C. *Axial "anchor" screw (lag screw with biconcave washer) or "slanted-screw" plate for osteosynthesis of fractures of the mandibular condylar process*. J Craniomaxillofac Surg 20:348-53, 1992.
- [126] KRENKEL C. *Lag-screw osteosynthesis of mandibular condyle fractures: a clinical and radiological study*. J Oral Maxillofac Surg 53:1405-6, 1995.
- [127] CLAES L, ECKERT-HUBNER K, AUGAT P. *The fracture gap size influences the local vascularization and tissue differentiation in callus healing*. Langenbecks Arch Surg 388:316-22, 2003.

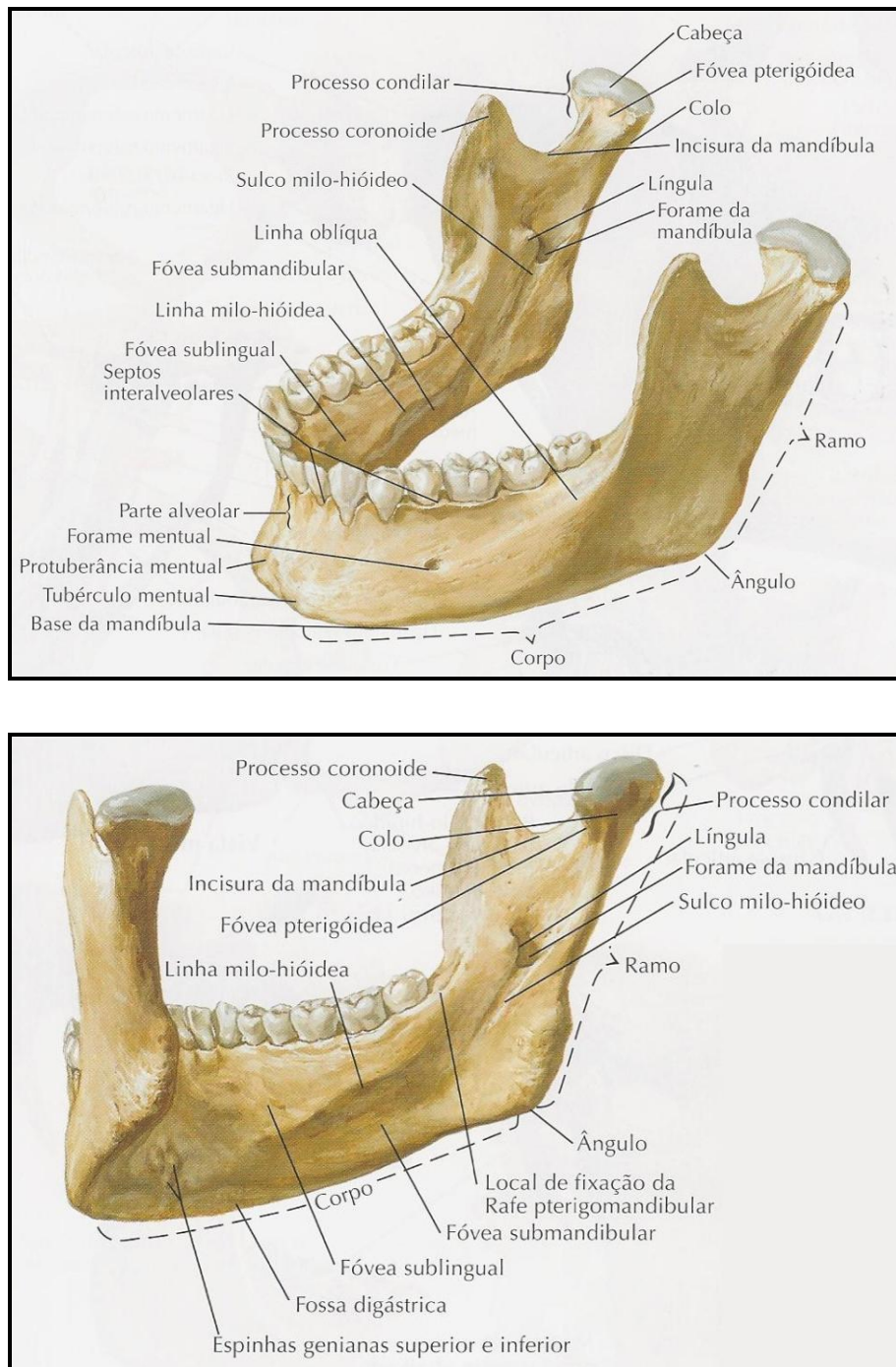


- [128] RIBEIRO-JUNIOR P, MAGRO-FILHO O, SHASTRI K, PAPAGEORGE M. *In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures*. Int J Oral Maxillofac Surg 39:1109-1114, 2010.
- [129] POON C, VERCOS S. *Evaluation of fracture healing and subimplant bone response following fixation with a locking miniplate and screw system for mandibular angle fractures in a sheep model*. Int J Oral Maxillofac Surg 42:736-745, 2013.
- [130] TEIXEIRA-DIAS F, PINHO-DA-CRUZ J, FONTES VALENTE R. A, ALVES DE SOUSA R. J. *Método dos Elementos Finitos. Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia*. Lisboa, ETEP, 2010.
- [131] HOLMGREN E, SECKINGER R, KILGREN L, MANTE F. *Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis - A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction*. J Oral Implantol 24:80-8, 1998.
- [132] COMPLETO A, FONSECA F. *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. Porto, Publindústria, 2011.
- [133] RAMOS A, BALLU A, MESNARD M, TALAIA P, SIMÕES J. *Numerical and Experimental Models of the Mandible*. Exp Mech 51(7):1053-1059, 2011.
- [134] SYNTHES. *Catalog - 2012. Implants, instruments, and sets*. Synthes CMF, 2011.
- [135] SUER B, KOCYIGIT I, KAMAN S, TUZ H, TEKIN U, ATIL F. *Biomechanical evaluation of a new design titanium miniplate for the treatment of mandibular angle fractures*. Int J Oral Maxillofac Surg 43:841-845, 2014.
- [136] RAMOS A, COMPLETO A, RELVAS C, MERSNARD M, SIMÕES J. *Straight, semi-anatomic and anatomic TMJ implants: The influence of condylar geometry and bone fixation screws*. J Craniomaxillofac Surg 39:343-350, 2011.
- [137] MAVROGENIS A, DIMITRIOU R, PARVIZI J, BABIS G. *Biology of implant osseointegration*. J Musculoskelet Neuronal Interact 9(2):61-71, 2009.
- [138] RELVAS C, RAMOS A, COMPLETO A, SIMÕES J. *The influence of data shape acquisition process and geometric accuracy of the mandible for numerical simulation*. Comput Meth Biomech and Biomed Eng 14(8):721-728, 2011.
- [139] DIAS DA SILVA V. *Mecânica e Resistência dos Materiais*. Coimbra, Zuari, 2004.
- [140] KORIOTH T, ROMILLY D, HANNAM A. *3-Dimensional finite-element stress-analysis of the dentate human mandible*. Am J Phys Anthropol 88(1):69-96, 1992.

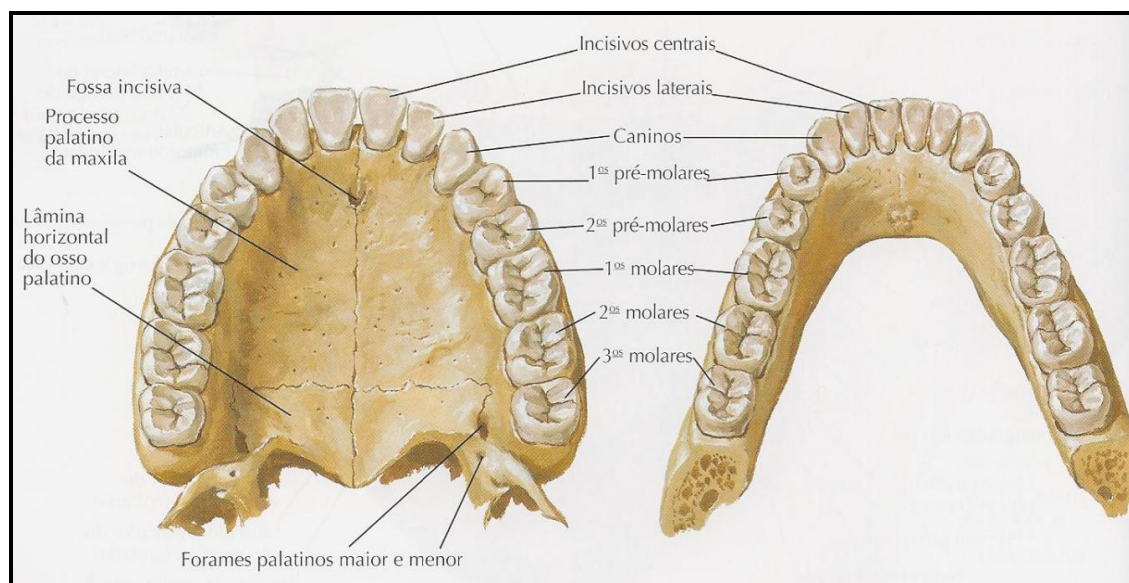
- [141] RAMOS A, MESNARD M. *Comparison of load transfers in TMJ replacement using a standard and a custom-made temporal component*. J Craniomaxillofac Surg 42:1766-1772, 2014.
- [142] DARWICH A, ALBOGHA H, ABDELMAJEED A, DARWICH K. *Assessment of the Biomechanical Performance of 5 Plating Techniques in Fixation of Mandibular Subcondylar Fracture Using Finite Element Analysis*. J Oral Maxillofac Surg 74:794.e1-794.e8, 2016.
- [143] EBERLE S, GERBER C, VON OLDENBURG G, HUNGERER S, AUGAT P. *Type of Hip Fracture Determines Load Share in Intramedullary Osteosynthesis*. Clin Orthop Relat Res 467:1972-1980, 2009.
- [144] MESNARD M, RAMOS A, BALLU A, MORLIER J, CID M, SIMÕES J. *Biomechanical Analysis Comparing Natural and Alloplastic Temporomandibular Joint Replacement Using a Finite Element Model*. J Oral Maxillofac Surg 69:1008-1017, 2011.
- [145] GERLACH K, SCHWARZ A. *Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy*. Int J Oral Maxillofac Surg 31:345-348, 2002.
- [146] TATE G, ELLIS E, THROCKMORTON G. *Bite Forces in Patients Treated for Mandibular Angle Fractures: Implications for Fixation Recommendations*. J Oral Maxillofac Surg 52:734-736, 1994.
- [147] SØBALLE K. *Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation: Mechanical and histological studies in dogs*. Acta Orthop Scand Suppl 255:644, 1993.
- [148] VAJGEL A, CAMARGO I, WILLMERSDORF R, MELO T, FILHO J, VASCONCELLOS R. *Comparative Finite Element Analysis of the Biomechanical Stability of 2.0 Fixation Plates in Atrophic Mandibular Fractures*. J Oral Maxillofac Surg 71:335-342, 2013.
- [149] BEER F, JOHNSTON E, DEWOLF J. *Mechanics of Materials, Fourth Edition*. The McGraw-HillCompanies, 2006.
- [151] MERCURI L, SWIFT J. *Considerations for the use of alloplastic temporomandibular joint replacement in the growing patient*. J Oral Maxillofac Surg 67(9):1979-1990, 2009.
- [150] ROBERTS E, HARTSFIELD J. *Bone Development and Function: Genetic and Environmental Mechanisms*. Semin Orthon, 10:100-122, 2004.
- [152] ROBERTS E, HARTSFIELD J. *Bone Modeling: Biomechanics, Molecular Mechanisms, and Clinical Perspectives*. Semin Orthon, 10:123-161, 2004.
- [153] PITURU S, GUDAS C, PITURU S, DINCA O, VLADAN C, BUCUR A. *Effect of the distance between the fracture line and first screw of miniplate on bone resorption*. Arch Balkan Med Union 50:149-157, 2015.

- [154] AL-MOZAIK Y, DARWICH K, DARWICH A. *3D Finite Element Analysis of Miniplate Fixation Techniques in Mandibular Angle Fractures*. J Indian Dental Assoc 9:12, 2015.
- [155] GOULART D, KEMMOKU D, NORITOMI P, MORAES M. *Development of a Titanium Plate for Mandibular Angle Fractures with a Bone Defect in the Lower Border: Finite Element Analysis and Mechanical Test*. J Oral Maxillofac Res 6(3):5, 2015.
- [156] AYALI A, ERKMEN E. *Biomechanical Evaluation of Different Plating Methods Used in Mandibular Angle Fractures With 3-Dimensional Finite Element Analysis: Favorable Fractures*. J Oral Maxillofac Surg 75:1464-1474, 2017.
- [157] WANG R, LIU Y, WANG J, BAUR D. *Effect of interfragmentary gap on the mechanical behavior of mandibular angle fracture with three fixation designs: A finite element analysis*. J Plastic Reconst & Aesthetic Surg 70:360-369, 2017.
- [158] FERNÁNDEZ J, GALLAS M, BURGUERA M, VIAÑO J. *A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates*. J Biomec 36:329-337, 2003.

## Anexos



**Fig. A-1** | Representação detalhada da estrutura óssea da mandíbula [37].



**Fig. A-2|** Dentição permanente do maxilar (à esquerda) e da mandíbula (à direita) [37].